



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI  
Fakulta mechatroniky, informatiky  
a mezioborových studií ■

# Bionická ruka

## Diplomová práce

M15000204

*Studijní program:* N2612 – Elektrotechnika a informatika

*Studijní obor:* 3906T001 – Mechatronika

*Autor práce:* **Bc. Petr Najman**

*Vedoucí práce:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.





TECHNICAL UNIVERSITY OF LIBEREC  
Faculty of Mechatronics, Informatics  
and Interdisciplinary Studies ■

# Bionic Hand

## Master thesis

M15000204

*Study programme:* N2612 – Electrical Engineering and Informatics

*Study branch:* 3906T001 – Mechatronics

*Author:* **Bc. Petr Najman**

*Supervisor:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.



## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Petr Najman**

Osobní číslo: **M15000204**

Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**

Studijní obor: **Mechatronika**

Název tématu: **Bionická ruka**

Zadávací katedra: **Ústav mechatroniky a technické informatiky**

### **Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :**

1. Provedte rešerši bionických náhrad horních končetin.
2. Navrhněte doplnění bionické ruky HACKberry o vhodné snímače.
3. Zprovozněte navržené řešení po HW i SW stránce.
4. Ověřte funkcionalitu bionické ruky.

Rozsah grafických prací: **dle potřeby dokumentace**

Rozsah pracovní zprávy: **40–50 stran**

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

- [1] **HACKberry: Open source community [online]. Japan: Exiii, 2015 [cit. 2016-10-07]. Dostupné z: <http://exiii-hackberry.com>**
- [2] **NAJMAN, Petr. Bionická ruka. Liberec, 2016. Semestrální projekt. Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií Technické univerzity v Liberci. Vedoucí semestrálního projektu Jan Koprnický.**
- [3] **HERR, Hugh. New bionics let us run, climb and dance. In: TED talks [online]. 2014 [cit. 2016-10-07]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=CDsNZJTWw0w>**

Vedoucí diplomové práce:

**Ing. Jan Koprnický, Ph.D.**

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání diplomové práce: **10. října 2016**

Termín odevzdání diplomové práce: **15. května 2017**

prof. Ing. Zdeněk Pliva, Ph.D.  
děkan



*Kolář*  
doc. Ing. Milan Kolář, CSc.  
vedoucí ústavu

V Liberci dne 10. října 2016



## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 15.5.2017

Podpis: Haj



## Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá problematikou levných bionických náhrad lidské horní končetiny. Práce obsahuje teoretický úvod do problematiky protetických náhrad horní končetiny. Jako technický vzorek bionické ruky posloužil prototyp, který je sestaven podle japonského open-source projektu HACKberry. Tento prototyp je vyroben pomocí technologie 3D tisku a doplněn o snadno dostupnou elektroniku a řídicí jednotku Arduino Micro. Díky těmto vlastnostem je zajištěna nízká cena náhrady. K tomuto prototypu je sestaven senzor inspirovaný podle stejného projektu a další senzory pro neinvazivní snímání signálů z těla uživatele. Při konstrukci snímačů se využily infračervené snímače vzdálenosti, elektromyografie, snímače zrychlení a snímače využívající změny elektrického odporu při stlačení nebo ohnutí. Ke všem těmto senzorům byla na míru navrhnutá, a pomocí 3D tiskny vyrobena, pouzdra umožňující kompaktnost a uchycení k uživateli. U všech senzorů je dbáno na jednoduchost a minimální cenu. Tyto senzory byly pak následně otestovány a jejich vlastnosti vyhodnoceny. Testování proběhlo na uživatelích s kompletní končetinou a také na uživateli po amputaci horní končetiny. Dále se vytvořila hybridní patice umožňující připojení bionické ruky HACKberry na komerční předloktí. Tato patice umožňuje přenos signálů a napájecího napětí z komerčního předloktí. V rámci diplomové práce vznikly další kusy různých levných náhrad inspirovaných se v dalších open-source projektech. V závěru práce proběhlo zhodnocení nabytých zkušeností, návrhy na vylepšení, rozšíření, které by vedly ke stavbě vlastní konstrukce bionické ruky.

*Klíčová slova:* bionická ruka, 3D tisk, open-source, Arduino Micro, elektromyografie, infračervené snímače, ohybové snímače, silové snímače, snímače zrychlení

## Abstract

This diploma thesis deals with the issue of cheap bionic prostheses of human upper limb. As a technical sample of a bionic hand served the prototype, which was assembled according to the Japanese open-source project Hackberry. This prototype is manufactured using the technology of 3D printing and accompanied by easily accessible electronics, including control unit Arduino Micro. Due to these production processes it is ensured the low cost prosthetic replacement. For this prototype were constructed sensors inspired by the same project, and other sensors for non-invasive sensing of signals from the user's body. In the design of sensors the infrared distance sensors, electromyography sensor, acceleration sensor and sensor using change in potential during compression or bending were used. To all of these sensors were designed the special compact housing with proper attachment for users were designed. These housings were made by 3D printing technology. All sensors were designed with focus on simplicity and minimal cost. These sensors were subsequently tested and their properties evaluated. Testing was carried on users with healthy arm and also on users with an amputated arm. The hybrid socket has been created to connect the HACKberry bionic hand to a commercial forearm. This socket allows signal and power transfer from a commercial forearm. As part of the diploma thesis there were made various other pieces of cheap prostheses inspired in other open-source projects. In the conclusion, evaluation of experiences, suggestions for improvements, extensions and reasoning over the construction of our own design of cheap bionic prostheses were carried.

*Key words:* bionic hand, 3D printing, open-source, Arduino Micro, electromyography, infrared sensors, bend sensors, force sensors, acceleration sensors

## Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat všem, kteří mi byli nápomocni při vypracování této diplomové práce. Zvláštní poděkování patří vedoucímu práce Ing. Janu Koprnickému, Ph.D a panu Martinu Trakalovi, který mi poskytl objektivní náhled do problematiky protetických náhrad díky svým zkušenostem. Velké poděkování patří mé partnerce a rodině za podporu při studiu a vypracování práce.

# Obsah

Seznam obrázků . . . . .	13
Seznam tabulek . . . . .	14
Seznam zkratek . . . . .	15
<b>Úvod</b>	<b>16</b>
<b>1 Teorie</b>	<b>18</b>
1.1 Bionika . . . . .	18
1.2 Anatomie a fyziologie lidské horní končetiny . . . . .	19
1.2.1 Kostí horní končetiny . . . . .	19
1.2.2 Svaly horní končetiny . . . . .	20
1.2.3 Fyziologie předloktí . . . . .	22
1.2.4 Fyziologie zápěstí . . . . .	22
1.2.5 Fyziologie prstů . . . . .	22
1.3 Druhy úchopu lidské ruky . . . . .	23
1.3.1 Malé úchopové formy . . . . .	24
1.3.2 Velké úchopové formy . . . . .	24
1.4 Amputace horní končetiny . . . . .	25
1.4.1 Důvody k amputaci horní končetiny . . . . .	25
1.4.2 Dělení amputací podle výšky amputace . . . . .	26
1.5 Typy protéz horní končetiny . . . . .	27
1.5.1 Kosmetické . . . . .	27
1.5.2 Tahové . . . . .	28
1.5.3 Myoelektrické . . . . .	28
1.5.4 Bionické . . . . .	29
1.6 Technologie 3D tisku . . . . .	30
1.6.1 Některé využívané technologie 3D tisku . . . . .	30
1.6.2 Některé využívané materiály v 3D tisku . . . . .	31
1.6.3 CAD zpracování . . . . .	32
1.7 Elektromyografie . . . . .	32
1.8 Kinematika lidské horní končetiny . . . . .	33
<b>2 Popis dostupných komerčních, open-source a levných protetických náhrad</b>	<b>34</b>
2.1 Bionické a myoelektrické open-source projekty . . . . .	34
2.1.1 exiii HACKberry . . . . .	34

2.1.2	open bionics Ada V1.0 . . . . .	35
2.2	Tahové open-source protézy . . . . .	36
2.2.1	Flexy-Hand 2 . . . . .	36
2.3	Komerční bionické a myoelektrické náhrady . . . . .	37
2.3.1	ottobock Michelangelo . . . . .	37
2.3.2	touch bionics i-limb quantum . . . . .	37
2.3.3	bebionic . . . . .	37
<b>3</b>	<b>Zkušenosti a dokončení prototypu bionické ruky HACKberry</b>	<b>39</b>
3.1	Získané zkušenosti . . . . .	39
3.2	Prototyp HACKberry . . . . .	40
<b>4</b>	<b>Senzory na snímání signálů z končetiny uživatele pro bionickou ruku HACKberry</b>	<b>44</b>
4.1	Senzor projektu HACKberry (MARK 1) . . . . .	44
4.1.1	Hardware . . . . .	44
4.1.2	Princip snímání . . . . .	45
4.2	Myoelektrický senzor Myoware (MARK 2) . . . . .	47
4.2.1	Hardware . . . . .	47
4.2.2	Princip snímání . . . . .	48
4.3	Senzor využívající akcelerometr (MARK 3) . . . . .	48
4.3.1	Hardware . . . . .	48
4.3.2	Princip snímání . . . . .	50
4.4	Senzor využívající silový snímač (MARK 4) . . . . .	50
4.4.1	Hardware . . . . .	50
4.4.2	Princip snímání . . . . .	51
4.5	Senzor využívající snímač ohybu (MARK 5) . . . . .	52
4.5.1	Hardware . . . . .	52
4.5.2	Princip snímání . . . . .	52
4.6	Hybridní patice pro využití protézy ottobock . . . . .	53
<b>5</b>	<b>Software</b>	<b>55</b>
5.1	Programování řídicí jednotky Arduino Micro . . . . .	55
5.2	Popis testovacích algoritmů . . . . .	56
5.2.1	Testovací algoritmus pro senzor Mark 1 . . . . .	56
5.2.2	Testovací algoritmus pro senzor Mark 2 . . . . .	56
5.2.3	Testovací algoritmus pro senzor Mark 3 . . . . .	57
5.2.4	Testovací algoritmus pro senzor Mark 4 . . . . .	57
5.2.5	Testovací algoritmus pro senzor Mark 5 . . . . .	58
5.3	Algoritmus měřicího cyklu . . . . .	58
5.4	Popis řídicího algoritmu pro HACKberry . . . . .	59
5.4.1	Popis funkce pro kalibraci . . . . .	59
5.4.2	Popis funkce pro čtení hodnot ze senzoru . . . . .	59
5.4.3	Výpočet rychlosti . . . . .	60
5.4.4	Výpočet pozice . . . . .	60

5.5	Řídicí algoritmus pro senzor MARK 2 . . . . .	61
5.6	Řídicí algoritmus hybridní verze HACKberry . . . . .	62
<b>6</b>	<b>Testování prototypů a senzorů</b>	<b>64</b>
6.1	Průběh testování senzorů . . . . .	64
6.2	Naměřená data . . . . .	65
6.2.1	Naměřená data senzoru MARK 1 . . . . .	66
6.2.2	Naměřená data senzoru MARK 2 . . . . .	69
6.2.3	Naměřená data senzoru MARK 4 . . . . .	70
6.3	Testování prototypů HACKberry . . . . .	73
6.4	Testování hybridní konstrukce HACKberry . . . . .	74
<b>7</b>	<b>Shrnutí výsledků testování</b>	<b>76</b>
7.1	Vyhodnocení funkčnosti senzorů . . . . .	76
7.2	Vyhodnocení funkčnosti náhrady HACKberry . . . . .	78
7.2.1	Klady . . . . .	78
7.2.2	Zápory . . . . .	79
<b>8</b>	<b>Návrhy na rozšíření a vylepšení</b>	<b>81</b>
8.1	Další rozšíření a analýza senzorů . . . . .	81
8.2	Využití barevného 3D tisku . . . . .	81
8.3	Konektivita protézy . . . . .	82
8.4	Zpětná vazba a úložiště dat . . . . .	82
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>83</b>
	<b>Literatura</b>	<b>84</b>
<b>A</b>	<b>Obsah příloženého CD</b>	<b>88</b>
<b>B</b>	<b>Schémata zapojení senzorů</b>	<b>89</b>
B.1	Schéma zapojení MARK 3 . . . . .	89
B.2	Schéma zapojení MARK 4 . . . . .	90
B.3	Schéma zapojení MARK 5 . . . . .	90
B.4	Schéma zapojení hybridní patice . . . . .	91
<b>C</b>	<b>Technické výkresy navržených pouzder</b>	<b>92</b>
<b>D</b>	<b>Algoritmus měřicího cyklu</b>	<b>95</b>

## Seznam obrázků

1.1	Návrh křídla Leonarda Da Vinci [3] a Křišťálový palác v Londýně [2]	19
1.2	Kosti horní končetiny [8]	20
1.3	Pohyby předloktí [4]	22
1.4	Pohyby zápěstí [4]	23
1.5	Pohyby prstů [4]	23
1.6	Klouby prstů ruky [4]	24
1.7	Malé úchopové formy	25
1.8	Velké úchopové formy	25
1.9	Silikonová protéza horní končetiny [10]	27
1.10	Tahová protéza od firmy ottobock [11]	28
1.11	Myoelektrická protéza od firmy ottobock [11]	29
1.12	Bionická protéza bebionic [12]	30
1.13	Náhradní kinematický model horní končetiny [20]	33
2.1	Prototyp bionické ruky podle projektu HACKberry	35
2.2	Levná bionická náhrada Ada [31]	36
2.3	Bionická ruka ottobock Michelangelo [11]	37
2.4	Bionická ruka i-limb quantum [23]	38
3.1	Fotka vyfocená na titulní stranu TUNI	40
3.2	Vystavení prototypů na brněnském veletrhu Ampér 2017	41
3.3	Blokové schéma prototypu HACKberry	42
3.4	Kompletní první prototyp bionické náhrady HACKberry	43
4.1	Rozšiřující deska s QRE1113 [35]	45
4.2	První verze pouzdra pro senzor QRE1113	46
4.3	Kompletní pouzdro první verze – 1. místo umístění senzoru, 2. distanční pěna, 3. plocha kontaktu s uživatelem	46
4.4	Verze pouzdra využívající místo pěny pružiny	47
4.5	Základní část druhé verze pouzdra s popruhem	47
4.6	MyoWare™ Muscle Sensor [37]	48
4.7	Třiosý akcelerometr ADXL337 [38]	49
4.8	3D model pouzdra pro akcelerometr ADXL337	50
4.9	Silové senzory použité při stavbě snímače Mark 4 [40]	51
4.10	Návrh pouzdra pro čtvercový FSR a menší kruhový FSR	51
4.11	Kompletní senzory MARK 4 verze 1 a verze 2	52



4.12	Snímač ohybu [40]	52
4.13	Originální zámek ottobock a ověřovací kus hybridní patice	53
4.14	Obě části technického prototypu hybridní patice	54
4.15	Třetí verze hybridní patice namontovaná na druhý prototyp	54
5.1	Vývojový diagram řídicího algoritmu pro HACKberry	63
6.1	Návrh testovacího cyklu pro testování senzorických jednotek	65
6.2	Místo připnutí senzorů, zde senzor MARK 2	66
6.3	Místo připnutí senzoru u Uživatele 3, zde senzor MARK 1	66
6.4	Naměřená data senzoru MARK 1 s gumovým popruhem na Uživateli 1	67
6.5	Naměřená data senzoru MARK 1 s gumovým popruhem na Uživateli 2	67
6.6	Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 1	68
6.7	Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 2	68
6.8	Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 3	69
6.9	Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 1	69
6.10	Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 2	70
6.11	Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 3	70
6.12	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 1	71
6.13	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 2	71
6.14	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 3	72
6.15	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 1	72
6.16	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 2	73
6.17	Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 3	73
6.18	Testování hybridní konstrukce s komerčním předloktím	75
7.1	Porovnání průběhů všech testovaných senzorů, data Uživatele 1	79
7.2	Výstupky na kloubech prstů	80
B.1	Schéma zapojení akcelerometru	89
B.2	Schéma zapojení FSR senzoru	90
B.3	Schéma zapojení flex senzoru	90
B.4	Schéma zapojení hybridní patice	91
C.1	Technický výkres pouzdra senzoru MARK 3	92
C.2	Technický výkres čepu pro hybridní patici v3	93
C.3	Technický výkres hybridní patice v3	94

## Seznam tabulek

6.1	Hodnoty spotřeby proudu součástek v ruce HACKberry . . . . .	74
7.1	Souhrn dat z testování senzoru MARK 1 s gumovým popruhem . . .	76
7.2	Souhrn dat z testování senzoru MARK 1 s pevným popruhem . . . .	76
7.3	Souhrn dat z testování senzoru MARK 2 . . . . .	77
7.4	Souhrn dat z testování senzoru MARK 4 verze 1 . . . . .	77
7.5	Souhrn dat z testování senzoru MARK 4 verze 2 . . . . .	77
7.6	Souhrn získů napětí senzorů a přepočet na množství vzorků . . . . .	78

## Seznam zkratek

<b>ABS</b>	Akrylonitrilbutadienstyren
<b>ADC (A/D)</b>	Analogove digitální převodník
<b>CAD</b>	Computer Aided Design
<b>DPS</b>	Deska plošných spojů
<b>EMG</b>	Elektromyografie
<b>FDM</b>	Fusing Deposit Modeling
<b>FSR</b>	Force Sensitive Resistors
<b>HiPS</b>	High Impact Polystyrene
<b>HW</b>	Hardware
<b>ICSP</b>	In-Circuit Serial Programming
<b>IR</b>	Infrared (infračervený)
<b>LED</b>	Light-Emitting Diode (světlo emitující dioda)
<b>PC</b>	Polykarbonát
<b>PCB</b>	Printed circuit board
<b>PET-G</b>	Polyetylén Tereftalát
<b>PLA</b>	Polylactid acid
<b>POM</b>	Polyxymetylén
<b>PVA</b>	Polyvinylalkohol
<b>PWM</b>	Pulzně šířková modulace
<b>RAW</b>	Raw data (surová, nezpracovaný data)
<b>SLA</b>	Stereolitography apparatus
<b>SLS</b>	Selective Laser Sintering
<b>SML</b>	Selective Laser Melting
<b>STL</b>	Standard Triangulation Language
<b>SW</b>	Software
<b>USB</b>	Universal Serial Bus (univerzální sériová sběrnice)

## Úvod

Diplomová práce na téma bionická ruka je zaměřuje především na protetiku lidské horní končetiny. V rámci práce se následně kompletně dokončil prototyp levné bionické náhrady open-source projektu HACKberry, k němu se navrhlo a sestrojilo spektrum snímačů pro ovládání pomocí svalů uživatele.

Teoretická část diplomové práce řeší témata a poznatky, které jsou důležité pro pochopení celé problematiky týkající se horní končetiny a protetiky pro ní určenou. Mezi tyto poznatky patří historie a vznik vědního oboru s názvem bionika. Na tuto vědní disciplínu navazuje rozprava o anatomii a fyziologii lidské horní končetiny. To zahrnuje popis a funkce všech kostí, svalů, možných pohybů končetinou a úchopů. Následuje rozbor příčin a typy amputací, které se provádějí při nevratném poškození horní končetiny. Po rozboru amputací následuje rozbor typů protéz, které se v dnešní době využívají. Dále byl vysvětlen pojem aditivní výroby pomocí technologie 3D tisku. Zde jsou popsány některé typy 3D tisku a materiály které se při něm využívají. Nachází se zde rovněž popis oboru elektromyografie, který se zabývá snímáním napěťových signálů z lidského těla. V závěru teoretické části je nahlíženo na horní končetinu z pohledu kinematiky, robotiky a vývoje v odvětvích průmyslu.

V dalších částech práce jsou popsány různé druhy komerčně dostupných protéz, které jsou obtížně dostupné, kvůli své nadměrné ceně. Na rozdíl od komerčních náhrad zde jsou popsány i open-source projekty, které se zabývají levnou protetikou. Na výše uvedené typy náhrad se práce zaměřuje a jako funkční vzorek je využit již zmíněný prototyp levné bionické náhrady podle projektu HACKberry. S tímto prototypem se nashromáždila spousta zkušeností, které jsou v práci zaznamenány.

K prototypu bionické ruky se sestrojily různé snímače na neinvazivní snímání signálů ze svalů předloktí nebo paže uživatele. Jako základ posloužil snímač inspirovaným projektem HACKberry. Následně se navrhly a zkonstruovaly další typy snímačů. U těchto snímačů se dbá na celkovou jednoduchost a finanční nenáročnost, avšak za předpokladu zachování plné funkčnosti. Snímače využívají principů snímání vzdálenosti IR senzorem, síly, zrychlení, elektromyografie a ohybu. Celkem se vytvořilo spektrum 5 snímačů. K těmto snímačům se vytvořil testovací software pro ověření funkčnosti. Tyto algoritmy pak našly uplatnění v hlavním programu pro řízení kompletní bionické náhrady. V rámci předávání zkušeností dalším studentům se sestrojil druhý prototyp bionické ruky HACKberry, který se přepracoval tak, aby se dal používat na komerčním protetické předloktí.

Zkompletované snímače se podrobily testování na třech různých vzorcích. Dvou uživateli bez hendikepu a třetím uživateli, který prodělal amputaci horní končetiny. Se všemi snímači jsou provedena měření, která sestávala z cyklu po sobě jdoucích

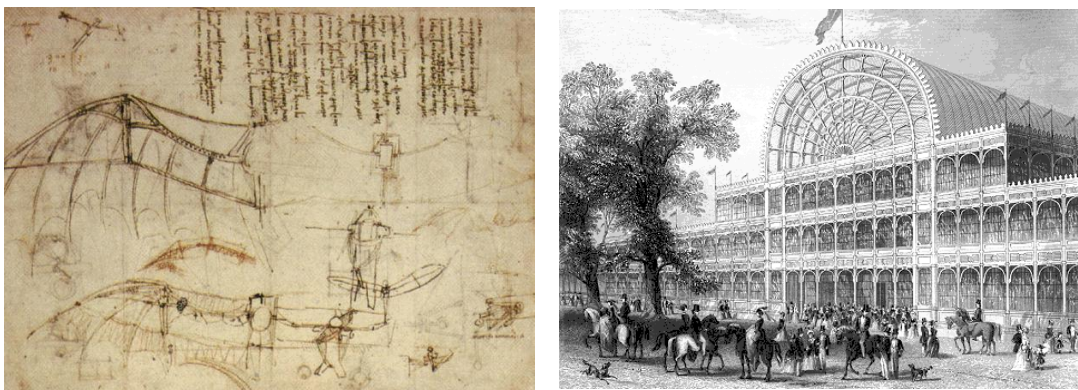
úkonů. Všechna naměřená data jsou vyhodnocena a porovnána. Z výsledků je následně vyhodnoceno, který snímač je neoptimálnější pro používání.

Závěrem diplomové práce jsou shrnuty všechny výsledky a následně jsou zhodnoceny všechny nabyté zkušenosti.

# 1 Teorie

## 1.1 Bionika

Vědní obor zabývající se uplatňováním poznatků ze studia živých organismů a jejich struktur při vývoji nových technologií. Slovo bionika je složena ze dvou pojmů „biologie“ a „technika“. Bionika není založená na kopírování nebo na napodobování, ale zaměřuje se na využívání principů fungování živých organismů. Cílem bioniky je řešit problémy v technické oblasti podobným způsobem, jako se tomu děje v přírodě a využívá při tom všechno, co už bylo „vynalezeno“, a následně zdokonaleno přírodou za dlouhé miliony let. Tento vědní obor vznikl na přelomu 50. a 60. let minulého století, díky rozsáhlému pokroku v biologii, který byl zapříčiněn prudkým vývojem technických věd po druhé světové válce. V historii lidstva se poznatky ze studia a pozorování přírody kolem, v praxi uplatňují od pradávna. Člověk se v mnoha případech inspiroval živočichy nebo přírodou při vytváření vlastních konstrukcí. Tyto příklady se dají najít v letectví a stavitelství. Například legendární vynálezce a umělec Leonardo Da Vinci se v 16. století inspiroval netopýrem při stavbě svého létajícího stroje (viz obrázek 1.1). Ve stavitelství je to „Křišťálový palác“ v Londýně z let 1850 až 1851 (viz obrázek 1.1). Autor této stavby, Sir Joseph Paxton, se nechal při jejím návrhu inspirovat listy viktorie královské – obrovského leknínu, jehož listy dosahují průměru až dva metry a jejich žebrovitá struktura jim propůjčuje vysokou nosnost a odolnost proti poškození. První ryze bionické návrhy a myšlenky se objevily až v první polovině minulého století. Hlavními průkopníky bioniky se stali bratři Lilienthalové, kteří sepsali práce jako „Biotechnika létání“. Sestrojili například stroj na měření síly mávajících křídel. Za popularizaci tohoto vědeckého oboru se zasloužil především Max O. Kramer, který se zabýval studiem kůže delfínů. Díky tomuto výzkumu vynalezl speciální povlaky na ponorky a dosahoval s nimi až padesátiprocentního snížení třetího odporu. Kramerova práce je významná hlavně tím, že aplikovala princip a nesnažila se o přesnou kopii. Bylo jasné že nejde vytvořit kopii kůže delfína, ale pochopit princip, který nabídla příroda. Takto se zrodila hlavní koncepce bioniky. V roce 1960 se pořádá první bionické sympozium za účasti více než 700 delegátů a dochází k oficiálnímu zrodu bioniky.



Obrázek 1.1: Návrh křídla Leonarda Da Vinci [3] a Křišťálový palác v Londýně [2]

Bionický výzkum 21. století se zaměřuje především na letectvo, námořnictvo, kosmonautiku, robotiku a medicínu. Ze systematického hlediska můžeme bioniku rozdělit na *systematickou*, *obecnou* a *specificky použitou*. Úkolem obecné bioniky je především studovat dosud poznané rostlinné a živočišné druhy a vyhledávat nejnadějnější biologické principy. Systematická bionika systematicky zpracovává a třídí poznatky a data obecné bioniky. Často také zpracovává dokumentaci a informace o problematice bioniky jako celku. Poznatky získané obecnou bionikou jsou tříděny podle oborů použití a podle tématických skupin.

Bionika ve zdravotnictví dosáhla vysokých úspěchů, nedokáže sice zatím vyléčit nemoci, ale pomocí této vědní disciplíny dokáže člověk vytvořit určité části a orgány lidského těla. Vytvoření umělé lidské končetiny dokáže postiženého člověka lépe začlenit zpět do běžného života. S dalším zdokonalováním elektroniky a způsobů snímání signálů těla se otevírají zcela nové možnosti využití bioniky.

## 1.2 Anatomie a fyziologie lidské horní končetiny

Při konstrukci protetických a bionických náhrad se vychází z lidského vzoru. Proto je nutné pochopit anatomii lidské horní končetiny, aby bylo docíleno co největší podobnosti a funkčnosti se velmi blížila originálu. V této kapitole bude uveden základní souhrn vlastností horní končetiny. Popis ruky je zapsán od ramene po prsty ruky.

### 1.2.1 Kostí horní končetiny

Lidské tělo obsahuje 204–214 [6] volně či pevně spojených kostí, které lidskému tělu poskytují pevnou, ale pohyblivou oporu. Některé kosti slouží jako ochranné pouzdro důležitých orgánů. Každá kost má svůj specifický tvar a velikost. Rozsah velikostí je pak od 500 mm (stehenní kost) do 2,6 mm (třmínek v uchu). V rámci této diplomové práce nás budou zajímat jen kosti horních končetin. Těchto kostí je celkem 64, takže na jednu horní končetinu připadá 32 kostí.

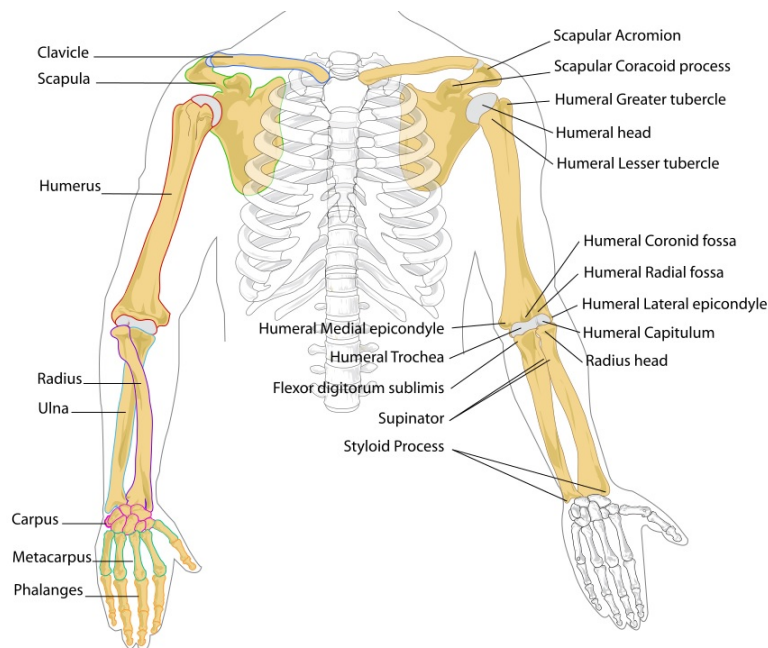
**Pletenec horní končetiny** (*cingulum membri superioris*) – pletenec připojuje končetinu k trupu. Obsahuje dvě kosti lopatku (*scapula*) a klíční kost (*clavicula*).

Lopatka je k trupu připojena svaly a klíční kost je spojena s hrudní kostí a lopatkou.

**Kosti paže** (*skeleton brachii, ossa brachii*) – pažní kost (*humerus*). Je spojena s lopatkou v ramenním kloubu a s kostí vřetenní a loketní v loketním kloubu.

**Kosti předloktí** (*skeleton antebrachii, ossa antebrachii*) – Obsahují vřetenní kost (*radius*), loketní kost (*ulna*). Vřetenní kost je na straně palce a loketní kost je na straně malíčku.

**Kosti ruky** (*skeleton manus*) – Zápěstní kosti (*ossa carpi*) (8 kostí): kost loďkovitá (*os scaphoideum*), kost měsíčitá (*os lunatum*), kost trojhranná (*os triquetrum*), kost hrášková (*os pisiforme*), kost mnohohranná větší (*os trapezium*), kost mnohohranná menší (*os trapezoideum*), kost hlavatá (*os capitatum*), kost hákovitá (*os hamatum*). Záprstní kosti (*ossa metacarpi*) 5 kostí tvořících podklad dlaně. Články prstů (*ossa digitorum manus*). Celkem 14 kostí po třech článcích u ukazováčku, prostředníčku, prsteníčku a malíčku, po dvou u palce.



Obrázek 1.2: Kosti horní končetiny [8]

### 1.2.2 Svaly horní končetiny

Svaly jsou tkáň s elastickými vlastnostmi, schopné po dodání vzrušivého podnětu kontrahovat a následně relaxovat. Přeměňují chemickou energii na kinetickou. Tímto zajišťují pohyb jak uvnitř organismu, tak pohyb celého těla. V této budou jmenovány hlavní svaly nacházející se v horní končetině. [7]



### **Svaly ramenní, lopatkové a pažní**

- Sval deltový (*musculus deltoideus*) – sval zprostředkovává upažení, předpažení, zapažení a držení humeru v kloubní jamce.
- Sval nadhřebenový (*musculus supraspinatus*) – podílí se na upažení.
- Sval podhřebenový (*musculus infraspinatus*) – pomáhá k rotaci v ramenním kloubu.
- Velký sval oblý (*musculus teres major*) – pomáhá připažení a rotaci v ramenním kloubu.
- Malý sval oblý (*musculus teres minor*) – pomáhá k rotaci v ramenním kloubu.
- Sval podlopatkový (*musculus subscapularis*) – pomáhá k rotaci v ramenním kloubu.
- Dvojhlavý sval pažní (*musculus biceps brachii*) – flexe v loketním kloubu, podílí se na abdukce a addukce v ramenním kloubu.
- Sval hákový (*musculus coracobrachialis*) – pomáhá připažení a předpažení.
- Hluboký sval pažní (*musculus brachialis*) – flexe v loketním kloubu.
- Trojhlavý sval pažní (*musculus triceps brachii*) – podílí se na extenzi v loketním kloubu, připažení a zapažení.

### **Svaly předloktí a svaly ruky**

- Pronující sval oblý (*musculus pronator teres*) – pronace předloktí, účastní se flexe v loketním kloubu.
- Zevní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi radialis*) – ohýbání zápěstí, flexe a radiální dukce (ohyb za palcem).
- Dlouhý sval dlaňový (*musculus palmaris longus*) – napíná plochou šlachou na dlani, napomáhá flexi v loketním kloubu a účastní se ohýbání zápěstí.
- Vnitřní ohýbač zápěstí (*musculus flexor carpi ulnaris*) – ohýbání zápěstí, flexe a ulnární dukce (ohyb za malíčkem) a účastní se flexe v loketním kloubu.
- Sval vřetenní (*musculus brachioradialis*) – supinace předloktí, účast flexe v loketním kloubu.
- Dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*) – ohýbání zápěstí, extenze a radiální dukce.
- Krátký zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis brevis*) – ohýbání zápěstí, extenze a radiální dukce.

- Natahovač prstů (*musculus extensor digitorum*) – natažení prstů a účast na extenzi zápěstí.
- Natahovač malíku (*musculus extensor digiti minimi*) – pomáhá natahovat malíček.
- Vnitřní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi ulnaris*) – ohýbání zápěstí, extenze a ulnární dukce.
- Krátký odtahovač palce (*musculus abductor pollicis brevis*) – odtažení palce (abdukce palce).
- Oponující sval palce (*musculus opponens pollicis*) – opozice palce.
- Červovité svaly (*musculi lumbricales manus*) – ohnutí v kloubech mezi dlaní a články prstů, napnutí v kloubech mezi články prstů.

### 1.2.3 Fyziologie předloktí

Předloktí je schopné rotace kolem své osy. To je umožněno vzájemným natáčením kosti loketní a kosti vřetenní. Tento pohyb se nazývá supinace a pronace. Ruka je schopná rotovat kolem osy předloktí o 170° (viz obrázek 1.3).



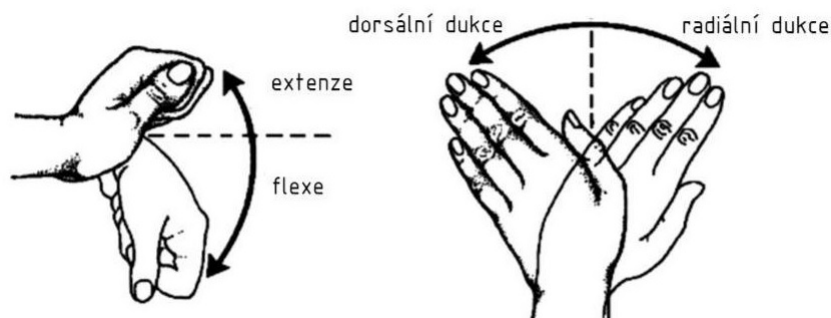
Obrázek 1.3: Pohyby předloktí [4]

### 1.2.4 Fyziologie zápěstí

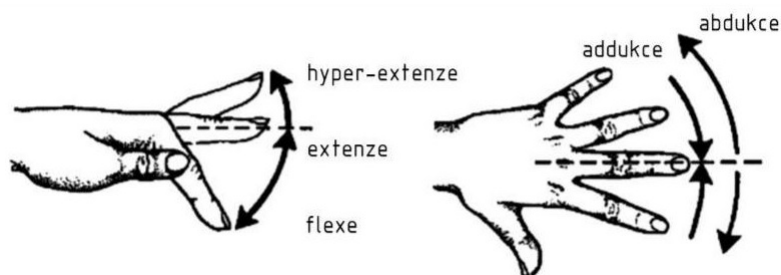
Zápěstí je tvořeno větším počtem kůstek, ty fungují jako celek a tvoří kloubní spojení. Takto umožňují zápěstí palmární a dorsární flexi (pohyb nahoru a dolů) v rozsahu 150° až 170°. Dalším možným pohybem je radiální a dorsální dukce (pohyb do stran) v rozsahu 60° viz obrázek 1.4.

### 1.2.5 Fyziologie prstů

Prsty se skládají ze tří článků (falangy) vyjma palce, který se skládá pouze ze dvou článků. Tyto články se nazývají, nejbližší proximální falang, střední falang a distální falang. Palci chybí střední článek. Mezi samotnými články se pak nachází metakarpofalangové klouby a interfalangové klouby.



Obrázek 1.4: Pohyby zápěstí [4]



Obrázek 1.5: Pohyby prstů [4]

### Metakarpofalangové klouby

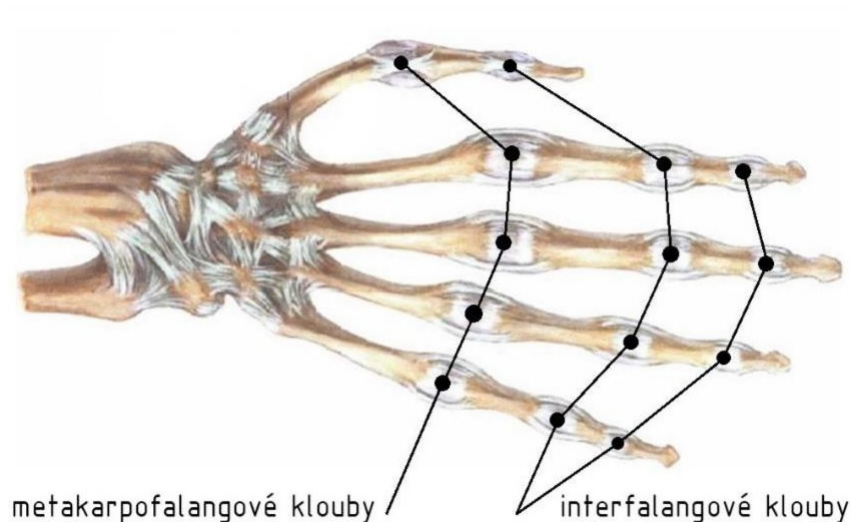
Jedná se o kloub spojující prst s rukou. Díky tomuto kloubu je možný pohyb nahoru a dolů (extenze a flexe) a také při extenzi i úklony do stran (abdukce a addukce), tyto pohyby jsou znázorněny na obrázku 1.4.

### Interfalangové klouby

Tyto klouby spojují ostatní články prstů. Klouby jsou válcové a umožňují flexi a extenzi stejně jako u metakarpofalangového kloubu. Mezi středním a distálním falangem je rozsah pohybu do 90°. Mezi článkem proximálním falangem a středním falangem je rozsah pohybu až 105°.

## 1.3 Druhy úchopu lidské ruky

V této části budou popsány tzv. primární úchopy zdravé lidské ruky. Primární úchop je způsob, jakým většina jedinců používá horní končetinu k účelnému zachycení svého okolí. Podle charakteristik předmětu (tvar, materiál, rozměr, předpokládaná manipulace apod.), dělíme u primárního úchopu primární úchopové formy na *malé* a *velké*.



Obrázek 1.6: Klouby prstů ruky [4]

### 1.3.1 Malé úchopové formy

Malé úchopové formy, někdy uváděné jako jemné nebo špičkové, jsou tyto:

**Pinzetový úchop** 1.7a (špičkový, dvoubodový nebo bidigitální úchop) je prováděn distální částí bříška posledního článku ukazováčku, prostředníčku, prsteníčku nebo malíčku proti distální části bříška druhého článku palce.

**Špetkový úchop** 1.7b (tříbodový nebo pluridigitální úchop) je prováděn stiskem volární strany bříška posledních článků tří prstů (palec, ukazováček, prostředník), popřípadě všech prstů najednou.

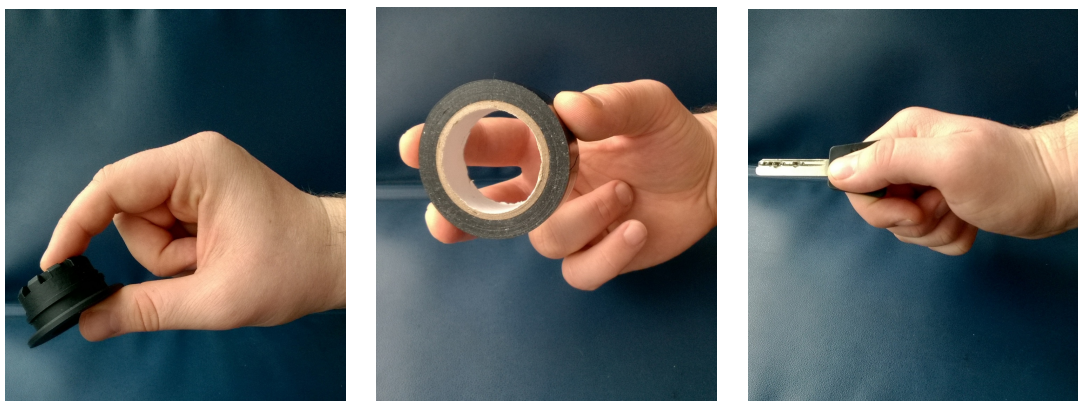
**Klíčový úchop** 1.7c je prováděn přitisknutím volární strany druhého článku palce proti radiální straně ukazováku.

### 1.3.2 Velké úchopové formy

**Dlaňový úchop** 1.8a je prováděn intenzivním sevřením všech prstů ve flexi směrem do dlaně tak, jako když v dlani svíráme kouli.

**Háčkový úchop** 1.8b vzniká když ukazováček, prostředníček, prsteníček a malíček jsou flektovány v základním kloubu a prvním a druhém mezičláňkovém kloubu. Palec se úchopu nezúčastní. Tento úchop se používá při přenášení tašky.

**Válcový úchop** 1.8c má podobný charakter jako háčkový úchop, ale palec směřuje proti ostatním prstům a zajišťuje tak zachycení uchopovaného předmětu.

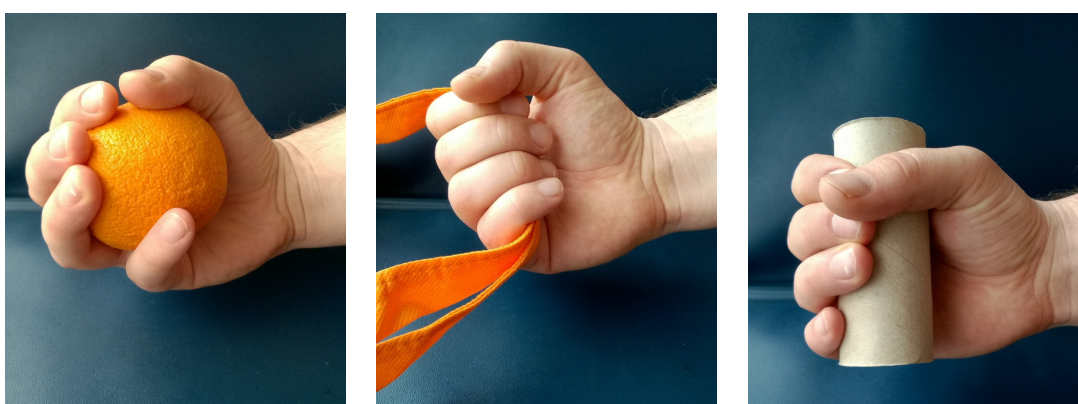


(a) Pinzetový úchop

(b) Špetkový úchop

(c) Klíčový úchop

Obrázek 1.7: Malé úchopové formy



(a) Dlaňový úchop

(b) Háčkový úchop

(c) Válcový úchop

Obrázek 1.8: Velké úchopové formy

## 1.4 Amputace horní končetiny

V této části jsou uvedeny hlavní příčiny a druhy amputací horní končetiny. K amputacím horní končetiny dochází méně často než k amputacím dolní končetiny [9], ale funkční deficit je srovnatelný a v některých případech je větší. U horních končetin záleží především na dominantnosti, dále na schopnosti pacienta přijmout náhradu a naučit se s ní zacházet. Nejdůležitější je zajistit uživateli protézy dostatečnou soběstačnost. Roli v tomto hraje i psychika pacienta.

### 1.4.1 Důvody k amputaci horní končetiny

**Trauma** – nejčastější důvod k amputaci. Jedná se o následek pracovního úrazu, příčinou autonehody, střelná poranění, následky výbuchu a domácí úrazy. Prioritou je vždy zachování končetiny, pokud nejsou příliš poškozeny měkké tkáně.

**Dysfunkce končetiny** – provádí se v případech vrozených a vývojových vad, kdy

chybí celá končetina nebo její část. V mnoha případech nemůže končetina plnit žádnou funkci.

**Infekční proces** – tento zákrok se provádí pro záchranu života. Příčinou jsou lokální infekce a nezvladatelná sepsa.

**Nekróza tkáně** – způsobené úrazem elektrickým proudem, omrzlinami, popáleninami. Dochází k ní také při poruše periferního prokrvení končetiny a také jako důsledek zužování až uzávěru tepny.

**Tumory** – jde o nádorové onemocnění měkkých tkání, kostí nebo o metastáze z jiných tumorózních ložisek.

Doktoři se primárně snaží zachovat co nejdelší pahýl a důležité růstové ploténky. Amputace v dětském věku jsou zvláštní tím, že tkáně dále normálně rostou. V některých případech je potřeba po skončení růstu upravit pahýl k funkčnosti protézy.

### 1.4.2 Dělení amputací podle výšky amputace

Amputace jsou obecně prováděny přímo v kloubu – exartikulace. Dále také v různých úrovních dlouhých kostí horní končetiny.

**Amputace prstů** – důsledek traumatu, kdy dochází k porušení měkkých tkání a skeletu (pracovní úrazy a úrazy způsobené výbušninou). Doktor který má na starosti operaci posuzuje rozsah poškození, pokud by byla potřeba náročná rekonstrukce je zvažována amputace.

**Transkarpální amputace** – zachovává některé řady zápěstních kůstek pro zachování pronačně-supinačních pohybů předloktí.

**Transradiální amputace** – pro zachování supinace, pronace, extenze a flexe v loketním kloubu, je důležitá délka pahýlu. Provádí se oddělením zápěstních kostí od kosti vřetenní a loketní.

**Exartikulace v loketním kloubu** – jedná se o oddělení kosti vřetenní a loketní v loketním kloubu.

**Transhumerální amputace** – provádí se v různých úrovních kosti pažní (humeru).

**Exartikulace v rameni** – provádí se u devastujících poranění horní končetiny nebo nádorových onemocnění.



## 1.5 Typy protéz horní končetiny

Protézy horní končetiny se rozdělují do několika různých druhů, v této práci budou uvedeny čtyři typy a to kosmetické, tahové, myoelektrické a bionické. Někteří pacienti upřednostňují jen kosmetický efekt protetické náhrady, který zakryje hlavně defekt. U některých pacientů, kteří se nenaučí pracovat s myoelektrickou protézou, je vhodné vybrat takovou protézu, která zprostředkuje samoobslužné funkce. Základní rozdělení je na pasivní (kosmetické), aktivní ovládané vlastní silou a aktivní ovládané vnější silou. Výběr protézy závisí na několika faktorech např.: výška amputace, fyzické a psychické schopnosti, způsob využití protézy, věk postiženého apod. Hlavní důvod je ovšem cena protéz, obzvlášť těch myoelektrických a bionických.

### 1.5.1 Kosmetické

Kosmetické protézy se řadí mezi pasivní. Tento typ protéz je velmi rozšířený. Jejich funkčnost je velmi omezená, ta může spočívat pouze v opoře při držení předmětů. Mohou být aplikovány bezprostředně po zákroku, a to v první fázi postamputační péče. Tyto protézy vyžadují minimální údržbu a nejsou potřeba prakticky žádné náklady na servis. Dnešní kosmetické náhrady jsou vyráběny ze silikonu a je dbáno na co největší autentičnost. Je primární, aby náhrada vypadala co nejvíce jako originál, to se týká barvy kůže, pigmentace a znamének. U náhrad pro ženy je možné např. lakovat nehty. Používá se syntetické nebo i lidské ochlupení. U silikonové protézy nezáleží na délce pahýlu. Protéza plní také psychosociální funkci ve smyslu podpory či znovuzískání sebedůvěry osob se zdravotním postižením [9].



Obrázek 1.9: Silikonová protéza horní končetiny [10]

### 1.5.2 Tahové

Patří mezi základní aktivní protézy. Zdrojem síly je vlastní síla uživatele. Pohyb je přenášen pomocí lanka nebo soustavy lanek na protézu. Tyto protézy často zatěžují pacienta a přetěžují zdravou stranu. Předpokladem používání tahové protézy je schopnost vyvinout dostatečnou sílu pro ovládání a také je potřeba mít dostatečnou kloubovou pohyblivost v zachovaných kloubech nebo pohyblivost druhé končetiny. Tahové protézy mohou být otevírací se – tahem lanka dochází k otevření, při jeho povolení k zavření (viz obrázek 1.10). Druhý typ je volně se zavírací – v klidovém stavu je koncová část otevřená, pak tahem lanka dochází k sevření. Síla úchopu je regulována silou uživatele. Problémem je, že tahovou protézu nelze využít v úrovni úst a pod úroveň pasu. Mezi tahové protézy se také mohou řadit různé pracovní nástavce umožňující potřebnou činnost uživatele. Tento typ protéz je nenáročný na údržbu a levnější než myoelektrické a bionické náhrady.



Obrázek 1.10: Tahová protéza od firmy ottobock [11]

### 1.5.3 Myoelektrické

Myoelektrické protézy patří mezi aktivní poháněné vnější silou. Pohon obstarávají elektromotory, piezoelektrické motory, servomotory nebo pneumatické svaly. Jsou snímány elektrické impulsy ze zachovalých svalových skupin, ty jsou zpracovány řídicí jednotkou a ta pohání motory. Tyto signály jsou snímány formou napětí viz kapitola 1.7. Protézy lze možno řídit digitálně nebo proporcionálně.

**Digitální řízení** – pomocí svalových kontrakcí je ovládáno sevření a otevření protézy. Toto řízení může být jednokanálové nebo dvoukanálové. Jednokanálové spočívá v měření jedné svalové skupiny a rozlišuje se rychlost kontrakce. Pomalá způsobí sevření a rychlá její otevření. Dvoukanálové řízení využívá dvě



svalové skupiny. Kontrakcí jedné se protéza otevře, kontrakcí druhé se zavře. Oba pohyby jsou většinou prováděny konstantní rychlostí.

**Proporcionální řízení** – sílu a rychlost úchopu lze regulovat pomocí myoelektrických signálů. Při změně intenzity signálu dojde ke změně síly a rychlosti. U tohoto řízení se využívá snímání více svalových skupin, protéza pak umožňuje např. i rotaci v zápěstí.

Při snímání elektrických signálů musí uživatel vyvinout dostatečnou svalovou aktivitu, při nízké úrovni signálu není náhrada použitelná a naopak při velké úrovni je náhrada neefektivní. V ČR dostupné myoelektrické protézy zprostředkovávají tříprstý, špetkový, úchop (viz produkt ottobock na obrázku 1.11). Tento typ protéz je náročný na údržbu, kterou musí provádět kvalifikovaný personál.



Obrázek 1.11: Myoelektrická protéza od firmy ottobock [11]

### 1.5.4 Bionické

Posledním uváděným typem protézy jsou bionické. Bionické náhrady jsou velmi sofistikované a díky tomu také nejdražší. Tento typ náhrad umožňuje hýbání prstů zvlášť, kde je každý prst poháněn vlastním pohonem. Tato konstrukce umožňuje všechny druhy úchopu zmíněné v kapitole 1.3. Samotné prsty bionických náhrad se skládají z článků, některé konstrukce pak mají prsty ze dvou a některé ze tří článků. Náhrady umožňují pohyby zápěstím a palec se pohybuje v rozmezí  $0^\circ$  až  $90^\circ$  jako u zdravé končetiny. Každá bionická protéza je řízena vlastní řídicí jednotkou, která umožňuje v některých případech propojení s mobilním telefonem, a tím pak provádět diagnostiku nebo nastavení gest. V dnešní době se vývojem a výrobou těchto protéz zabývá několik výrobců např. ottobock [11] (Michelangelo Hand), bebionic [12] (viz obrázek 1.12), touch bionics i-limb. Cena těchto komerčních náhrad je ovšem velmi vysoká a opravy jsou náročné.



Obrázek 1.12: Bionická protéza bebionic [12]

## 1.6 Technologie 3D tisku

3D tisk neboli aditivní výroba je proces tvorby předmětu ve třech dimenzích z pevného materiálu. Při aditivní výrobě je objekt vytvořen pokládáním souvislých vrstev materiálu, dokud není zcela dokončen. Každá tato vrstva je úzce rozříznutou horizontální sekci daného objektu (objekt se softwarově rozřezán na plátky v horizontálním směru). Všechna zařízení na výrobu 3D modelů pracují na principu rozložení počítačového modelu do tenkých vrstev a jejich následném sestavení do reálného modelu na pracovní plochu tiskárny. Model je stavěn na základní desce, která po dokončení každé vrstvy sjede o dolů právě o tloušťku vytvořené vrstvy.

Technologie 3D tisku existuje již dlouho, opravdový boom ale zažívá až v posledních letech. Jednou z prvních osob, která se zabývala technikou velmi podobnou 3D tisku, byl profesor Nakagawa z Tokijské univerzity. Využíval vrstvy z laminátu, které po spojení tvořily formu pro výrobu dalších nástrojů. Za otce 3D tisku je považován z většiny zdrojů Charles Hull, který si nechal v roce 1986 patentovat aditivní technologii nazvanou Stereolitografie. V roce 1993 si nechal Massachusettský technologický institut (MIT) patentovat technologii trojrozměrných tiskařských technik, která pracovala na principu práškového materiálu spojovaného tekutým spojovým materiálem. Tedy pojem 3D tiskárna známe až z druhé poloviny 90. let minulého století. [13]

### 1.6.1 Některé využívané technologie 3D tisku

V této podkapitole budou uvedeny některé využívané technologie 3D tisku [14].

**SLA** (Stereolithography apparatus) – Metoda vytváření objektů pomocí postupného vytvrzování polymerů pomocí ultrafialového záření. Na částečně vytvrzené vrstvy polymeru se nanáší další vrstva.

**FDM** (Fusing Deposition Modeling) – Velmi rozšířená metoda hlavně díky hobby 3D tisku. Umožňuje pohodlnou výměnu a dostupnost materiálů na trhu. Hlavními materiály které se využívají jsou ABS a PLA. Model se tiskne vrstvu po vrstvě.

**PolyJet** – Několik trysek nanáší zároveň materiál (nebo více různých materiálů) a na pracovní ploše je materiál vytvrzován ultrafialovým zářením.

**SLM** (Selective Laser Melting) – Materiál je na pracovní plochu nanášen v podobě prášku po tenkých vrstvách a přímo na ní je taven laserovým paprskem.

**SLS** (Selective Laser Sintering) – Energeticky náročná metoda, směs materiálů ve formě prášku je tavena laserovým paprskem, podobně jako u SLM.

### 1.6.2 Některé využívané materiály v 3D tisku

Zde budou uvedeny nejpoužívanější materiály využívané v technologii 3D tisku [16].

**ABS** (Akrylonitrilbutadienstyren) – Termoplastický materiál o hustotě  $1045 \text{ kg/m}^3$ , používaný pro 3D tisk. Hlavními výhodami ABS je tuhost, odolnost proti nízkým a vysokým teplotám a chemikáliím (kyseliny, uhlovodíky a oleje) a zdravotní nezávadnost. Díly vytisknuté materiálem ABS lze lepit. Materiál patří mezi nejpoužívanější pro tisk metodou extruze plastu a FDM. ABS je dodáván ve formě vlákna o průměrech 3 mm. Tento materiál nelze doporučit pro tisk velkých objektů (nejdelší rozměr cca 80 mm).

**PLA** (Polylactid Acid) – Tento materiál je vedle ABS nejpoužívanější pro 3D tisk metodou extruze plastu. Tento termoplastický polyester je získáván z obnovitelných zdrojů, např. z kukuřičného nebo bramborového škrobu a je biologicky odbouratelný. Pro potřeby 3D tisku je dodáván obvykle ve formě vlákna o průměru 1,75 až 3 mm.

**HiPS** (High impact Polystyrene – houževnatý polystyrén) – Je to termoplast, polystyrén s přídavkem kaučuku. Používá se pro tisk na dvouhlavých 3D tiskárnách. HiPS tiskoviny lze brousit.

**PVA** (Polyvinylalkohol) – Materiál určený pro tisk metodou FDM. Předností je jednoduchá zpracovatelnost na 3D tiskárnách, kvalita tisku i při velkých detailech a výborné vrstvení tisknutého objektu.

**PC** (Polykarbonát) – Je to termoplastický plast. Má dobrou tepelnou odolnost a odolnost vůči nárazům. Zachovává si svoji ohebnost i v chladu. Využívá se hlavně pro tisk transparentních prototypů. Je to nejtvrdší plast, který se používá. Nevýhodou je vysoká teplota tání oproti ABS a PLA, což prodlužuje dobu tisku.

**PET-G** (polyetylén tereftalát – glykol) – Tento materiál je více odolný vůči kyselinám, rozpouštědlům, vysokým i nízkým teplotám.

**FLEXIBLE** – Jemný, měkký, elastický, a pokud je vystavený horké vodě, i ohebný materiál. Díky těmto vlastnostem se dá přetvářet jeho tvar. Materiál se dá využít v lékařství, protetice a u netkaných textilií. Je netoxický a schopný rozkladu.

**PMMA** – Materiál odolný povětrnostním vlivům, propouští UV záření a má dobré optické vlastnosti. Mezi jeho přednosti patří i dobré elektroizolační vlastnosti.

**POM** (Polyxymetylén) – Konstrukční termoplast používaný u přesných dílů, které vyžadují velkou tuhost, nízké tření a vynikající rozměrovou stabilitu. Má velké využití ve strojírenství.

**PP-SoftJet** – Termoplastický polymer, používá se jako obalový materiál. Využívá se v textilním a potravinářském průmyslu. Je to houževnatý materiál podobný gumě.

### 1.6.3 CAD zpracování

Návrh 3D modelu, podle kterého pak 3D tiskárna vytiskne prakticky jakýkoli díl, se vytváří v různých 3D CAD prostředích. Model navrhnutý v takovémto prostředí se pak jen převede do formátu STL (Standard Triangulation Language). Souborový formát STL, jako zkratka vycházející z technologie 3D tisku zvané stereolitografie, byl vyvinut firmou 3D Systems. Soubor popisuje třírozměrnou povrchovou geometrii modelu. Převedený model se reprezentuje jako soubor trojúhelníků různých velikostí v závislosti na požadovaném rozlišení. Čím vyšší je rozlišení, tím menší je velikost trojúhelníků (povrch je mnohem hladší), ale délka výpočtu modelu se zvětší. STL model je rozdělen do velmi tenkých vrstev podél roviny os XY. Každá vrstva je postavena na vrstvu předchozí a pohybuje se ve směru osy Z. Pro 3D tisk je nezbytné, aby byly všechny normály správně nastaveny směrem z daného projektu.

## 1.7 Elektromyografie

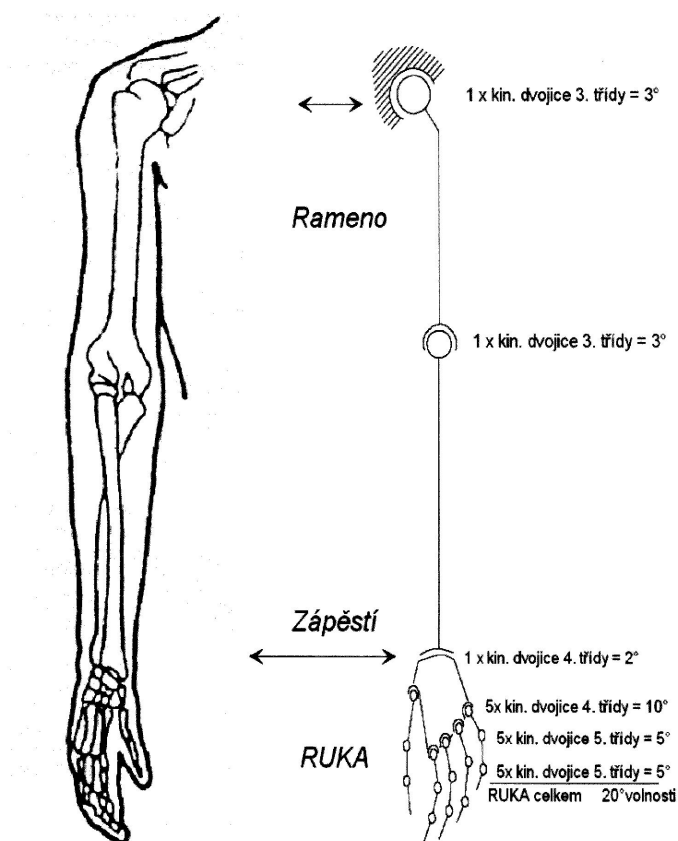
Elektromyografie (EMG) je metoda, která je založena na snímání povrchové nebo mezisvalové aktivity. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové aktivaci. EMG je tradičně využíváno pro medicínský výzkum a diagnostiku neuromuskulární poruchy. Díky rozšíření výkonných mikrokontrolerů a integrovaných obvodů se EMG snímače dostávají i do protetických náhrad, robotiky a dalších řídicích a kontrolních systémů. U povrchového snímání se napětí pohybuje v rozmezí 0,1–10 mV a s frekvencí 0,01 Hz – 10 kHz.

Signál vzniká v depolarizovaných membránách svalových buněk, kde se vlna depolarizace pohybuje od zdroje (nervosvalová ploténka) ke šlachovým úponům svalů. Mezi zdroji signálu a elektrodou se nacházejí vrstvy tkáně. Mezi epidermis (nejvyšší vrstva kůže) a elektrodou se nachází elektrolyt, který má vliv na signál jako horní propust. Díky vrstvám tkáně mezi elektrodou a zdroji signálu, nesnímá povrchová elektroda pouze jednu motorickou jednotku, ale dostupný signál je sumací

všech motorických jednotek v dosahu. V některých případech jednotka nesnímá jen vybraný sval, ale i svaly v blízkém okolí. [18]

## 1.8 Kinematika lidské horní končetiny

Lidská ruka je v robotice nedostižným vzorem a je inspirací pro konstrukci efektivních úchopných hlavic. Bionika a biomechanika se využívá při vývoji takovýchto efektorů, které se pak dají využívat v protetice. Horní končetina člověka obsahuje v kinematickém náhradním schématu  $28^\circ$  až  $35^\circ$  volnosti (viz obrázek 1.13), přitom jen samotná ruka obsahuje  $20^\circ$  volnosti. Pro průmyslovou aplikaci antropomorfního efektoru se ukazuje, že pro 90 % aplikací postačuje tříprsté chapadlo (možná podobnost s myoelektrickou náhradou ottobock viz 1.11). Poznatky a postupy získané pro průmyslová zařízení se v mnoha případech promítají do vývoje protetiky a bionických náhrad. [20]



Obrázek 1.13: Náhradní kinematický model horní končetiny [20]

## 2 Popis dostupných komerčních, open-source a levných protetických náhrad

Tvorba bionických náhrad dnes již není pouze záležitostí specializovaných firem, ale objevuje se stále více nových nezávislých open-source projektů na levné a funkční protézy. Na vývoji těchto nových řešení se podílejí různí samostatní „kutilové“, univerzity a firmy po celém světě. Tato řešení si pak může kdokoli stáhnout a sám vyzkoušet. Ten kdo chce vytvořit vlastní řešení se může inspirovat. Tento trend se začal rozvíjet s dostupností 3D tisku a tiskáren. Díky této technologii, se může jakýkoli prototyp nebo jen samostatný díl, nechat vyrobit za nízkou cenu a velmi rychle. Stačí si ve 3D CADu navrhnut 3D model dílu, převést do formátu, se kterým pracují 3D tiskárny, a nechat si ho vytisknout.

V této chvíli je dostupných několik samostatných open-source projektů, v následující kapitole bude popsáno pár vybraných. Projekty se liší tvarem, funkčností, velikostí a komplexností. Co ovšem všechny projekty spojuje je právě technologie výroby a hlavně snaha udržet pořizovací cenu na co nejnižší hodnotě. Naprostou většinu projektů můžeme rozdělit do dvou skupin, na tahové protézy využívající jen mechaniky různých materiálů, a bionické (myoelektrické) typy, které využívají pro vlastní pohyb různou elektroniku a elektrosoučástky.

V této kapitole bude také uveden popis několika vybraných komerčních bionických protéz. Tyto komerční náhrady mají většinou vysokou kvalitu zpracování a jsou technologicky pokročilé. Tyto protézy vznikají ve velkých firmách s dlouholetou tradicí a na jejich vývoji a výrobě se podílejí desítky lidí. Z těchto faktů ovšem plyne jejich někdy až astronomická cena, která může být v řádech milionů korun. Jsou také složité a náročné na údržbu, která musí být prováděna odborným personálem.

### 2.1 Bionické a myoelektrické open-source projekty

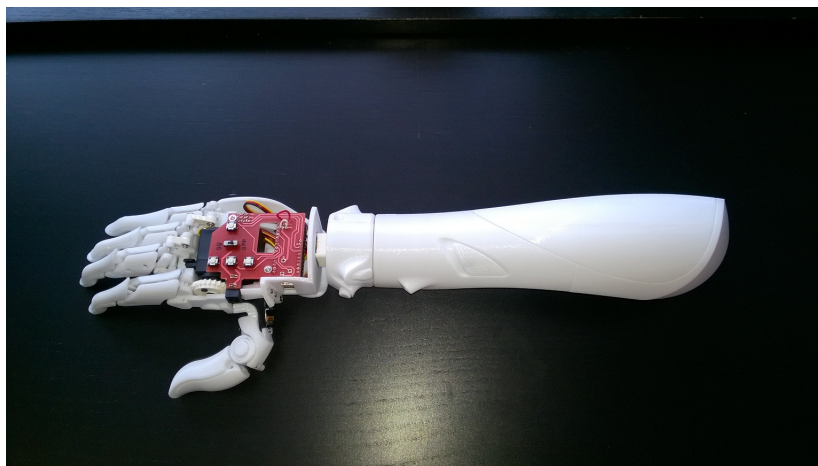
#### 2.1.1 exiii HACKberry

Japonský open-source projekt, HACKberry [30], uveřejněn v roce 2015. Základní ideou tohoto projektu bylo vytvoření funkční bionické náhrady s využitím volně dostupných součástek a technologie 3D tisku. Těmito aspekty pak dosáhnout co nejmenší ceny bionické protézy.

Podle tohoto projektu byl vytvořen prototyp, který posloužil jako funkční vzorek. Tento prototyp byl sestaven v rámci semestrálního projektu [19]. Kompletní šasi



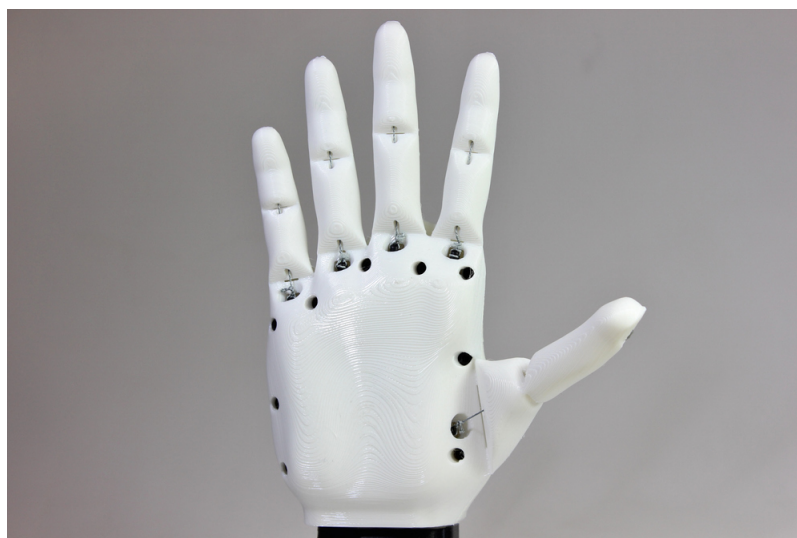
této náhrady je vytvořeno technologií 3D tisku (FDM technologie). Pohyb zajišťují tři servomotory řízené jednotkou Arduino Micro. Napájení zajišťuje baterie o napětí 7,4 V. Projekt obsahuje také návrh senzoru pro neinvazivní snímání, který byl sestaven a otestován v rámci této diplomové práce. Jedná se tak o komplexní, finančně nenáročné řešení komerčních náhrad. Všechny části potřebné k sestavení takové protézy jsou většinou lehce dostupné a finančně nenáročné. Souhrn zkušeností s prototypem a kompletní technické parametry jsou popsány v následující kapitole 3.



Obrázek 2.1: Prototyp bionické ruky podle projektu HACKberry

### 2.1.2 open bionics Ada V1.0

Levnou protetickou rukou se zabývá také Britská společnost open bionics [31]. Jedním z jejich novějších produktů je levná bionická náhrada s názvem Ada. Společnost nabízí stl data ke stažení nebo umožňuje koupit kompletní vývojový kit, který obsahuje vytisknutou konstrukci ruky, veškerý potřebný materiál a elektroniku. Tento kit se dá objednat přímo na stránkách open bionics za 599 £ (v přepočtu cca 18500 Kč). Tato cena je však oproti komerčním náhradám minimální. Uvádí se že, Ada je velmi lehká na kompletaci, která by neměla zabrat více než hodinu. Dlaň náhrady obsahuje motory pro pohyb všech pěti prstů a řídicí elektroniku pro jejich řízení. Obsahuje vlastní na míru vytvořenou DPS (deska plošných spojů), jejímž srdcem je mikrokontrolér ATMEGA2560. Bionická ruka Ada má pět stupňů volnosti, je založená na open-source technologii, je kompatibilní s vývojovým prostředím Arduino IDE a programuje se přes rozhraní USB. Celá ruka váží 380 g její hlavní rozměry jsou  $215 \times 178 \times 58$  mm a pracuje na napětí 12 V. Kompletní ruka Ada zvládne špetkový, pinzetový, válcový a háčkový úchop. Ruka také umožňuje, díky řízení všech prstů, různá další gesta.



Obrázek 2.2: Levná bionická náhrada Ada [31]

## 2.2 Tahové open-source protézy

### 2.2.1 Flexy-Hand 2

Čistě tahová bionická náhrada [32]. Je navržena tak, aby se dala kompletovat velice jednoduše a rychle. Ke stavbě není potřeba dokupovat žádný spojovací materiál a uživatel nebo konstruktér si vystačí jen s 3D tiskárnou a kusem provázku, vlasce apod. Flexy-Hand 2 je velice podobná lidskému vzoru (oproti HACKberry) a neobsahuje ani tolik částí. Články prstů jsou mezi sebou a i mezi dlaní spojeny flexibilním materiálem, který dovoluje jejich vlastní ohýbání. Samotné ohýbání je pak realizováno tahem za provázky. Každým prstem je takovýto provázek nutné protáhnout, jeden konec připevnit na špičku prstu a druhý na základnu, která se připne na zápěstí. K samotnému zavření ruky pak stačí pohyb dlaní. K využívání této náhrady se počítá s tím, že uživatel podstoupil transkarpální amputaci. Existují i varianty, kde není nutné tento pohyb dlaní provádět a o pohyb se stará motor s elektronikou, pak už ale náhrada nespadá do této kategorie. Bionická ruka se dá také vytisknout v několika různých velikostech, stačí jen upravit CAD data.

Jak již bylo zmíněno, náhrada je projektována tak, aby bylo její sestavení co nejjednodušší a nejrychlejší. V podmínkách univerzity jsme ale narazili na několik problémů. Problém byl s flexibilním materiálem, toho bylo testováno několik různých variant, které se lišily samotnou flexí nebo výrobním materiálem. Velkým problémem se ukázalo, že bionická ruka je navržena hlavně pro tisknutí na hobby tiskárnách a ne na profesionální technice (návrh nepočítal s použitím podpůrných materiálů při tisku). Při tisknutí na profesionálních 3D tiskárnách se stalo, že samotná tiskárna zaplnila lanovody pro spojení článků prstů provázkem podpůrným materiálem a tím bylo znemožněno jejich protažení a zkompletování náhrady.



## 2.3 Komerční bionické a myoelektrické náhrady

### 2.3.1 ottobock Michelangelo

Michelangelo je moderní bionická náhrada od již zmiňované firmy ottobock [11]. Tato bionická ruka podle výrobce zvládá až sedm různých úchopových forem. Mezi ně patří např. klíčový úchop, abdukci/addukci prstů, špetkový úchop a neutrální režim. Michelangelo je vybavena řídicím systémem na bázi AxosBus (adaptivní výměna dat pro ovládání nervových funkcí). Je to integrovaný systém pro přenos dat. Různé komponenty jsou přizpůsobeny za účelem co nejlepší komunikace. V klidovém stavu vypadá protéza velmi přirozeně.



Obrázek 2.3: Bionická ruka ottobock Michelangelo [11]

### 2.3.2 touch bionics i-limb quantum

Výrobce bionických protéz touch bionics [23] má ve svém sortimentu nejnovější model ruky i-limb (viz obrázek 2.4). Výrobce uvádí, že jde o jednu z nejvíce vyspělých bionických náhrad, které jsou k dostání na trhu. Náhrada se vyznačuje třemi způsoby řízení, a to přes mobilní aplikaci, pomocí svalů a proximální řízení. I-limb se může nastavit do 24 různých úchopů nebo gest. Mobilní aplikace také umožňuje vytváření vlastních uživatelských gest a celkový počet gest tak může stoupnout o dalších 12. Protéza zvládá primární úchopové formy jako pinzetový úchop, špetkový úchop apod. Baterie dodávaná společně s protézou má nominální napětí 7,4 V, maximální proud 5 A a kapacitu 2000 mAh. Dostupné jsou čtyři velikostní verze, jejichž váha se pohybuje od 432 do 572 g. Celá ruka zvládne unést 40–90 kg v závislosti na velikostní verzi, prsty samotné pak jsou schopny zvládnout zatížení 20–32 kg.

### 2.3.3 bebionic

Bionická náhrada bebionic [12] je ergonomicky a podle výrobce unikátně zpracovaná protéza, která nabízí to nejlepší na trhu (viz obrázek 1.12). Náhrada obsahuje vlastní motor pro každý prst zvlášť. To umožňuje velmi přirozené pohyby a koordinaci. Motory jsou situovány tak, aby byla ruka optimálně vyvážená. Každý prst monitoruje vlastní řídicí jednotka, která poskytuje přesnou polohu a spolehlivou kontrolu. Podle



Obrázek 2.4: Bionická ruka i-limb quantum [23]

výrobce tato protéza zvládá 14 různých úchopů např.: pinzetový, klíčový, špetkový, hákový apod. Náhrada je řízena proporcionálně, takže umožňuje přesnou kontrolu síly úchopu. Odolná konstrukce a pokročilé materiály použité dělají náhrady dostatečně pevnou, aby zvládla unést až 45 kg. Konečky všech prstů jsou potaženy gumovým povrchem pro lepší přilnavost ke všem ostatním materiálům.

## 3 Zkušenosti a dokončení prototypu bionické ruky HACKberry

### 3.1 Získané zkušenosti

Tato diplomová práce úzce navazuje na magisterský projekt [19] z letního semestru roku 2016, který se zabýval stavbou prototypu bionické ruky podle open-source projektu HACKberry[30]. V této kapitole budou popsány a zaznamenány dosavadní zkušenosti získané s dlouhodobým testováním, prezentováním a údržbou postaveného prototypu. Cílem projektu bylo vytvoření a ověření bionické ruky HACKberry. Tento cíl se podařil splnit, ale nepodařilo se zhodnotit konstrukci z dlouhodobějšího hlediska a prototyp neprošel dlouhodobou zátěží, aby se ověřily jeho vlastnosti při delším používání.

Po uplynutí přibližně dvou měsíců, kdy byl prototyp uskladněn a nepoužíván, se projeví nedostatky ve spojích a samotném materiálu. Většina dílů použitá při výrobě prototypu byla vytištěna na 3D tiskárně z materiálu polykarbonát (PC). Díky velkému pnutí ve spojích a chybám při montáži došlo na některých více exponovaných místech k prasknutí konstrukce. Tyto praskliny se nacházely zejména na člancích prstů, jmenovitě prostředníčku a prsteníčku. Poškození bylo částečně opraveno pomocí lepidla, aby se předešlo dalšímu rozšiřování poškození. Toto opatření bylo zavedeno z nedostatku času a náhradních dílů.

Takto opravený prototyp byl prezentován vedení ústavu mechatroniky a technické informatiky (MTI), univerzitním novinám [21] (viz obrázek 3.1) a byla s prototypem natočena reportáž pro Českou televizi [22]. V říjnu 2016 byla bionická ruka k vidění na strojírenském veletrhu (MSV) konajícím se v Brně. Pro tyto případy byl vytvořen předváděcí algoritmus a tato příležitost se využila k otestování dlouhodobějšího fungování bionické ruky v kuse. Tento test prototyp zvládl, až na již poškozené díly, které nápor nevydržely a již přítomné praskliny se rozšířily a natrvalo poškodily dva již zmíněné prsty.

Po této zkušenosti byla na ruce provedena celková údržba a výměna zničených částí. Byly vytisknuty nové části a prototyp byl opraven do opět funkčního stavu. Při této opravě byla ověřena kompaktnost konstrukce, takže není těžké ani nákladné vyměnit části tisknuté na 3D tiskárně. Elektronika poškozena nebyla a funguje bez problému.

Během akademického roku 2017 proběhla prezentace prototypu při všech dnech otevřených dveří Fakulty mechatroniky, informatiky a mezioborových studií.



Obrázek 3.1: Fotka vyfocená na titulní stranu TUNI

V březnu roku 2017 byl za pomoci dvojice studentů, z Fakulty zdravotnických studií (FZS), vytvořen druhý prototyp bionické ruky HACKberry. Oba prototypy byly prezentovány v rámci brněnského Ampéru (viz obrázek 3.2) v termínu 21. až 24. 3. 2017. První prototyp byl vybaven základním druhem snímáče a návštěvníci si mohli vyzkoušet jeho funkčnost. Druhý prototyp (černá dlaň) obsahoval ukázkový algoritmus a vykonával v cyklu předem nastavené úkony. Bohužel v té době nebyl druhý prototyp zcela kompletní a chyběl v něm motor pro pohon prostředníku, prsteníku a malíku. Z veletrhu se oba prototypy vrátily bez většího poškození na samotné konstrukci. U druhého prototypu došlo pouze k uvolnění drátku sloužícího pro řízení servomotoru palce. Toto poškození bylo odstraněno bez nutnosti servomotor vyměnit.

V dubnu roku 2017 byli autor a vedoucí práce osloveni redaktorem Týdeníku Květy a vznikl článek, který vyšel 27. 4. 2017. Tento článek byl napsán, tak aby osvětlil problematiku širšímu publiku. Mimo jiné se opět podařilo vyzdvihnout TUL a Fakultu mechatroniky, informatiky a mezioborových studií v očích veřejnosti.

Díky všem těmto poznatkům, které se ukázaly až postupem času, dlouhodobějším používáním a testováním, bylo možné identifikovat nejslabší články celé konstrukce a ověřit snadnost opravy a údržby.

### 3.2 Prototyp HACKberry

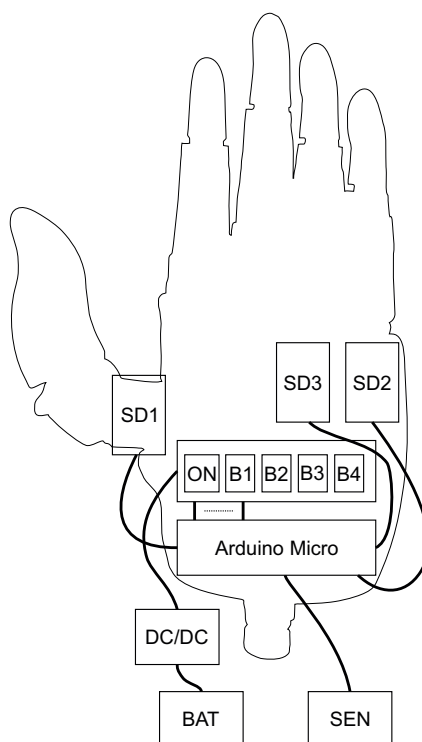
Původní prototyp levné bionické náhrady HACKberry, jehož funkční základ vznikl v rámci semestrálního projektu [19], je v rámci diplomové práce doplněn o chybějící části a hlavně o senzorické jednotky, které jsou popsány v kapitole 4. V této kapitole



Obrázek 3.2: Vystavení prototypů na brněnském veletrhu Ampér 2017

bude popsán samotný prototyp a dokončující úpravy které na něm jsou provedeny.

Elektronika prototypu se skládá z řídicí jednotky Arduino Micro [24]. Základem této řídicí jednotky je 8bitový RISC mikrokontrolér ATmega32U4. Arduino Micro má 20 digitálních vstupů/výstupů, frekvenci procesoru 16 MHz, paměť flash o velikosti 32 KB, SRAM 2,5 KB a EEPROM 1 KB. Pracovní napětí řídicí jednotky je 5 V a napájecí napětí se pohybuje v rozmezí 7–12 V. Rozmezí napájecího napětí je doporučené, při testování prototypu se vyzkoušelo, že napájecí napětí může být pouze 6 V a jednotka funguje bezchybně. Z 20 vstupů/výstupů 7 umožňuje PWM, tato vlastnost se využívá k řízení tří servomotorů, které uvádějí do pohybu prsty prototypu. Servomotor HS-311 [26], který pohání ukazováček, je analogový a má standardní rozměry 40×20×36 mm. Jeho točivý moment je při napětí 4,8 V 3,02 kg/cm a při napětí 6 V 3,53 kg/cm. HS-311 má při zátěži spotřebu 800 mA a bez zátěže 180 mA. Další dva servomotory EMAX ES08MD [27] jsou menších rozměrů a slouží k polohování palce a zbylých tří prstů zároveň. Tyto digitální mikroservomotory s rozměry 32×11,5×24 mm mají točivý moment při 4,8 V 2 kg/cm a při napětí 6 V 2,4 kg/cm. Všechny servomotory jsou modelářské a jejich dostupnost je bezproblémová. Dají se také jednoduše nahradit silnějšími modely pro zajištění lepších vlastností stisku. Veškeré elektronické části jsou pak usazeny a propojeny přes DPS [43], která obsahuje konektory napájecí a senzorový, vypínač a mikropínače.



Obrázek 3.3: Blokové schéma prototypu HACKberry

Arduino Micro obsahuje 6kanalový 10bitový A/D převodník s postupnou aproximací. Tento převodník převede hodnotu 0–5 V na celočíselnou hodnotu mezi 0–1023. To znamená že rozlišení mezi samotnými vzorky je  $5/1024$  nebo 4,9 mV. Mikroprocesoru trvá  $100\mu\text{s}$  přechíst analogový vstup, takže maximální vzorkovací frekvence je 10 MHz. A/D převodníky s postupnou aproximací provádí převod analogového napětí na číselný signál po jednotlivých krocích. Jejich počet je pak roven počtu bitů výstupního datového slova. Tento typ A/D převodníku obsahuje D/A převodník, komparátor, aproximační a výstupní registr. D/A převodník generuje pomocné napětí, které se komparátorem porovnává se vstupním napětím.

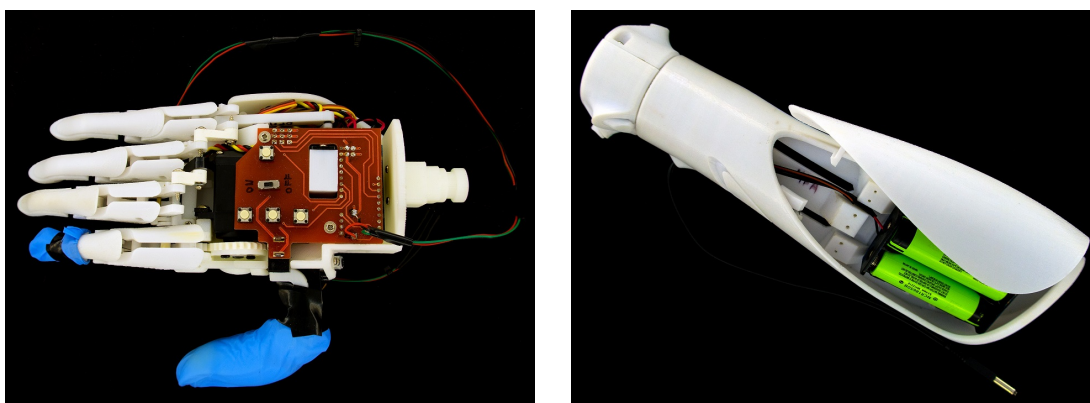
Všechny potřebné díly, výrobitelné technologií 3D tisku, jsou vytisknuty v Laboratoři prototypových technologií a procesů na TUL. Všechny 52 dílů potřebných k sestavení „šasi“ je vytisknutých z materiálu PC a ABS, metodou tisku FDM. Po katalogizaci a analýze vytisknutých dílů se koupil zbylý potřebný materiál, jako vruty, pružiny, ložiska, osičky apod. Tento materiál není v ČR standardně k dostání a tak se objevily určité problémy s jeho dostupností. Poté, co se celé „šasi“ zkompletovalo, bylo osazeno veškerou elektronikou.

V rámci diplomové práce se prototyp doplnil o další potřebu elektroniku, která je důležitá pro samostatné fungování bionické náhrady. Aby se zajistila mobilita prototypu, je nutné ho osadit bateriemi a měničem napětí. Měnič napětí, přesněji řečeno snižovač napětí, je v prototypu kvůli servomotorům. Servomotory mají maximální napájecí napětí 6 V, pokud by bylo vyšší, hrozilo by jejich zničení. Proto byl využit snižující měnič napětí, který napětí pro motory sníží na 6 V. K těmto účelům byl



použit měnič s LM2596, který zvládá vstupní napětí v rozmezí 5–35 V, výstupní napětí 1,3–30 V, maximální proud 3 A, má trimr k nastavení výstupního napětí a rozměry 43×21×14 mm. Baterie doporučená v dokumentaci k projektu HACKberry využita nebyla, protože se jednalo o špatně dostupnou součástku v ČR. Místo toho se do předloktí prototypu namontoval držák na dva lithium iontové monočlánky NCR18650B [25]. Každý z těchto monočlánků má maximální napětí 4,2 V (jmenovité 3,6 V) a kapacitu 3400 mAh. Dohromady poskytují tedy maximálně 8,4 V pro řídicí jednotku Arduino a měničem je toto napětí sníženo na 6 V pro servomotory. Na obrázku 3.3 je uvedeno kompletní blokové schéma prototypu bionické ruky HACKberry. S takto dokončeným prototypem se provedly různé zkoušky zatížitelnosti konstrukce.

Dalším vylepšením v rámci diplomové práce se stala instalace výkonnějšího servomotoru pro ukazováček. Původně použitý analogový servomotor HS311 se nahradil silnějším digitálním servomotorem HS-5645MG [28]. Tento servomotor má vysoký krouticí moment který se je při 4,8 V 10,3 kg/cm a při 6 V 12,1 kg/cm. Bez zátěže má HS-5645 spotřebu 450 mA a při zátěži maximálně 2400 mA. Rozměry tohoto servomotoru jsou pak 40,6×19,8×37,8 mm a váží 60 g. Instalací výkonnějšího servomotoru se dosáhlo lepších úchopových vlastností bionické náhrady.



Obrázek 3.4: Kompletní první prototyp bionické náhrady HACKberry

## 4 Senzory na snímání signálů z končetiny uživatele pro bionickou ruku HACKberry

Tato kapitola se zabývá hardwarem a konstrukcí senzorových modulů, které neinvazní metodou snímají signály z horní končetiny uživatele. Výchozí senzor byl převzat z projektu HACKberry (pracovní označení MARK 1). Je sestaveno několik dalších senzorů, které prošly testováním. U návrhu všech senzorů se dbalo na jednoduchost zapojení, dostupnost součástek a celkovou cenu. Všechny senzory mají unifikovaný provizorní konektor, přes který se připojují k řídicí elektronice náhrady. Tento jednoduchý konektor je přes vodiče napevno připájen k DPS ve dlani. Rozložení jednotlivých pinů na konektoru je  $V_{cc}$  (červený vodič), SIG (zelený vodič) a GND (černý vodič).

Ke všem snímačům jsou zkonstruována pouzdra na míru, která umožňují připnutí na předloktí nebo paži uživatele. Návrhy pouzder jsou vytvořeny v 3D CADu Onshape [29]. Onshape je první plně cloudový 3D CAD systém, který umožňuje, přes sdílení, spolupráci celého týmu na jednom projektu. Tento systém je přístupný z libovolného webového prohlížeče, tabletu nebo telefonu. Práce v Onshape je velmi uživatelsky přívětivá, intuitivní a díky vloženým tutoriálům se ho naučí ovládat i člověk bez předešlých zkušeností s podobným systémem (jako byl autor této práce). Onshape umožňuje navržené modely stáhnout přímo ve formátu stl, takže je bez nutnosti dalších úprav možná jejich výroba pomocí 3D tisku. Tento CAD systém je volně dostupný a dá se využívat bez poplatků.

### 4.1 Senzor projektu HACKberry (MARK 1)

Tento senzor je přímo inspirován open-source projektem HACKberry. Nevyužily se doporučené součástky, ale byl převzat a reprodukován princip snímání.

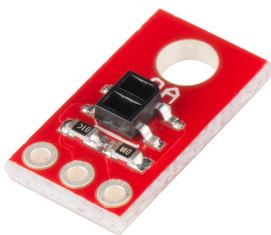
#### 4.1.1 Hardware

##### QRE1113

Jedná se o kompaktní plošný spoj obsahující IR (infrachervené) reflexní čidlo QRE-1113 [35] (viz obrázek 4.1). Tato deska poskytuje analogový výstup v závislosti na množství odraženého IR světla zpět ke snímači. Jedná se o univerzální desku pro 5 V i 3,3 V napětí.

Reflexní čidlo QRE1113 se skládá ze dvou částí, IR emitující LED a fototranzistor citlivý na IR světlo. Pokud je čidlo napájené pomocí pinů VCC a GND rozsvítí se uvnitř IR LED. Na desce se nachází  $100\ \Omega$  odpor pro omezení proudu do diody. Další odpor nacházející se na desce má hodnotu  $10\ \text{k}\Omega$  a slouží jako druhá větev děliče napětí, do kterého je zapojen s fototranzistorem. Čím více IR světla snímá fototranzistor tím nižší je výstupní napětí.

Pro použití se nejčastěji využívá následující vlastnosti. Bílé plochy odrážejí mnohem více IR světla než černé plochy. To znamená, že naměřené napětí na bílé ploše bude menší než na černé ploše.



Obrázek 4.1: Rozšiřující deska s QRE1113 [35]

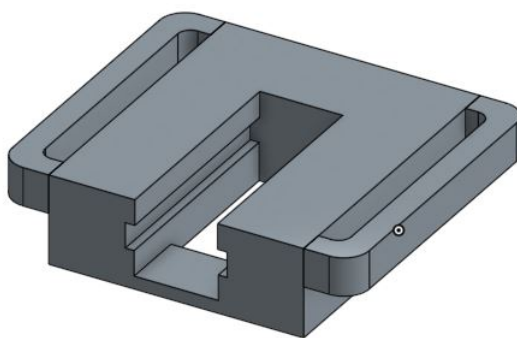
### Pouzdro senzoru

K IR snímači je navrženo a vyrobeno pouzdro inspirované projektem HACKberry. Pouzdro využitě v této práci je navrženo přímo na míru desce s QRE1113, která je v ČR snadno dostupná. Pouzdro se skládá ze dvou vlastních částí. Hlavní část (viz obrázek 4.2) umožňuje usazení plošného spoje se senzorem. Na této části se také nacházejí poutka pro uchycení popruhu, který slouží k připnutí na uživatele. Druhá část pouzdra je destička, jejíž vzdálenost je snímána senzorem QRE1113. Mezi hlavní částí a zmíněnou destičkou se nachází distanční pěna. Při stlačení hlavní části se zmenší vzdálenost od destičky a díky senzoru tuto změnu zachytíme.

Jelikož se během testování objevily problémy spojené s distanční pěnou, navrhlo se další pouzdro pro QRE senzor, které využívá místo pěny pružiny. Problém vycházel z vytipování a použití správného materiálu, vlastnosti pěny se v průběhu používání značně měnily a způsobovaly chybovost ve snímání. Pro testování se vyzkoušely dva pěnové materiály polyetylen a polyuretan [36]. Druhý jmenovaný obstál díky svým vlastnostem lépe pro tuto aplikaci. Všechna pouzdra se vyrobila technologií 3D tisku a to metodou FDM.

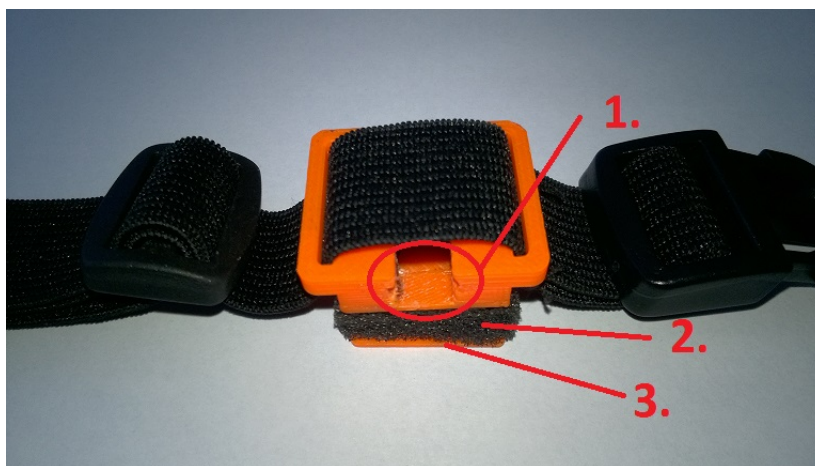
### 4.1.2 Princip snímání

Kompletní senzor (viz obrázek 4.3) sestavený z částí uvedených v předchozí podkapitole, je doplněn o popruh, který slouží k upevnění na uživatele. První prototyp tohoto snímače je vybaven popruhem z pružného materiálu, pro větší komfort



Obrázek 4.2: První verze pouzdra pro senzor QRE1113

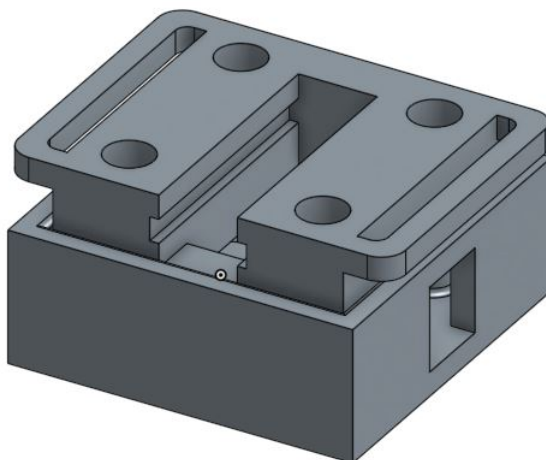
uživatele. Během testování se ukázalo, že tento materiál je nevhodný a v dalších verzích je nahrazen popruhem z pevné látky.



Obrázek 4.3: Kompletní pouzdro první verze – 1. místo umístění senzoru, 2. distanční pěna, 3. plocha kontaktu s uživatelem

Princip snímání tohoto senzoru, jehož konstrukce byla převzata z projektu HAC-Kberry, funguje následovně. IR čidlo snímá vzdálenost mezi hlavním pouzdem a podložkou, která se dotýká uživatele. Prostor mezi nimi je vyplněn pěnou. Celý senzor je připevněn k obvodu předloktí nebo paže, již zmíněným popruhem. Při kontrakci svalů, na předloktí nebo paži, se vzdálenost mezi senzorem a podložkou zmenší a dojde ke změně výstupního napětí na IR čidle. Tato hodnota je pak zpracovávána algoritmem řídicí jednotkou, více v kapitole 5. U prototypu opatřeným gumovým popruhem docházelo k tomu, že se při kontrakci svalů popruh sám natáhl a tím pohltil část síly, která stlačovala senzor. Proto další verze prototypu vlastnila pevný popruh, aby byla změna vzdálenosti co největší, a byla tím zaručena dobrá funkčnost snímače. Vznikla verze, u které není potřeba distanční pěna a je nahrazena

pružinami. Pouzdro pro tuto verzi se překonstruovalo (viz obrázek 4.4). Bohužel se nenašly vhodné pružiny, které by se hodily pro tuto aplikaci. Již vyrobené pouzdro se také vybavilo distanční pěnou a pevným popruhem.



Obrázek 4.4: Verze pouzdra využívající místo pěny pružiny



Obrázek 4.5: Základní část druhé verze pouzdra s popruhem

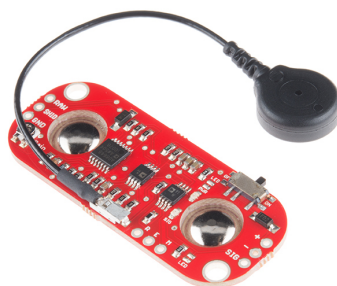
## 4.2 Myoelektrický senzor Myoware (MARK 2)

### 4.2.1 Hardware

#### **MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)**

Toto je elektromyografický (EMG) senzor od firmy Advancer Technologie [37]. Jedná se o all-in-one senzor pro jednotky Arduino a další mikrokontroléry. Deska MyoWare (viz obrázek 4.6) měří potenciál svalové energie a elektrickou aktivitu svalu, kdy se mění napětí v závislosti na aktivitě svalu. Tento typ senzoru umožňuje připojení biomedicínských podložek přímo k desce bez potřeby jakýchkoli kabelů. Deska má napájecí napětí od 2,9 do 5,7 V, spotřeba proudu se pohybuje v rozmezí 9 až 14 mA,

její napájecí piny jsou chráněny před změnou polaritu, obsahuje indikační LED a má vlastní vypínač. K tomuto senzoru se dají připojit také rozšiřující desky ke zvýšení univerzálnosti a funkčnosti. Mezi tyto rozšiřující desky patří např. deska pro samostatné napájení, deska, která obsahuje indikační LED display. Výstupem zařízení není signál RAW EMG, ale signál, který je zesílený a modulovaný tak, aby ho mohl dobře zpracovat A/D převodník na mikrokontroleru. Není tedy třeba zatěžovat řídicí jednotku dalším zpracováním signálu. K senzoru se dají připojit externí elektrody na vlastních vodičích.



Obrázek 4.6: MyoWare™ Muscle Sensor [37]

### 4.2.2 Princip snímání

Senzor se připojí přes biomedicínské podložky na sval (svalovou soustavu), jehož potenciál se bude snímat. Část těla, na které budou biomedicínské podložky přilepeny se musí očistit mýdlem a zbavit špíny a nečistot. Dvě podložky nacházející se přímo na senzoru se musí nalepit co nejblíže středu svalu. Třetí podložka spojená se senzorem vodičem, je takzvaná referenční a měla by být umístěna nad kostí nebo jiným svalem či svalovou skupinou. Umístění senzoru na jiném místě než na středu svalu sníží snímání signálu. Senzor umožňuje nastavení zesílení signálu, to se provádí pomocí potenciometru. Ke zvýšení zesílení je nutné otočit potenciometrem v protisměru hodinových ručiček a ke snížení ve směru hodinových ručiček. Hodnoty potenciometru se pohybují od  $0,01\ \Omega$  do  $100\ k\Omega$ .

## 4.3 Senzor využívající akcelerometr (MARK 3)

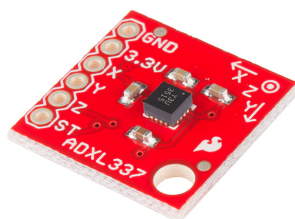
### 4.3.1 Hardware

#### Třiosý akcelerometr ADXL337

Jedná se o kompaktní rozšiřující desku (viz obrázek 4.7), které vévodí třiosý akcelerometr ADXL337. Deska obsahuje analogové výstupy všech tří měřitelných os v přesnosti  $\pm 3\ g$ . Akcelerometr stačí napojit na napájecí napětí  $3,3\ V$  a je možné ji



využívat. Výstupy X Y a Z se pak připojí na analogově digitální převodník na řídicí jednotce. Šířka pásma se dá navolit podle potřeby s rozsahem 0,5–1600 Hz na ose X a Y, u osy Z je to pak 0,5–500 Hz. Nastavení probíhá pomocí předřadných kondenzátorů, které mají v případě této desky hodnotu 10 nF. Pro takovou hodnotu kondenzátoru je šířka pásma rovna 500 Hz. Maximální napětí pro tuto součástku je 3,6 V, její spotřeba je ale velmi nízká, kde v normálním provozním režimu má odběr proudu pouze 300  $\mu$ A.



Obrázek 4.7: Tříosý akcelerometr ADXL337 [38]

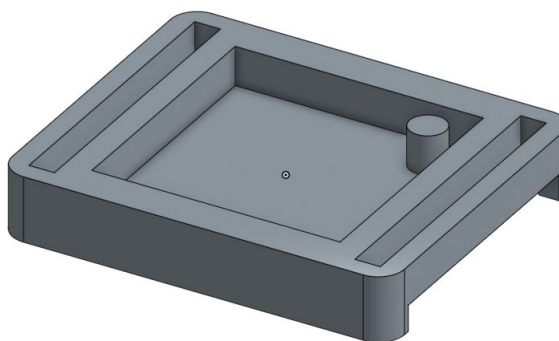
### Napěťový regulátor LD1117AV33

LD1117A [39] je regulátor s nízkým poklesem napětí, schopný poskytnout až 1 A výstupního proudu. Tato verze regulátoru je v klasickém TO-220 pouzdru se třemi vývody  $V_{out}$ ,  $V_{in}$  a GND. Provozní teplota této součástky je od 0 do 125 °C. Tepelný odpor  $R_{thJC}$  je 5 °C/W a tepelný odpor  $R_{thJA}$  je roven 50 °C/W. Výstupní napětí  $V_{out}$  se pohybuje mezi 3,234–3,366 V při vstupním napětí 5 V. Schéma zapojení se nachází v příloze B.1.

Napěťový regulátor zde slouží ke snížení napětí pro napájení akcelerometru. Řídicí jednotka Arduino Micro poskytuje napájecí napětí 5 a 3,3 V. Všechny ostatní senzorické jednotky pracují s napětím 5 V, ale akcelerometr ADXL337 potřebuje napájecí napětí 3,3 V. Pro zjednodušení a jednotné propojení konektorů všech snímačů je tedy použit tento regulátor, aby nedošlo k poškození samotného akcelerometru.

### Pouzdro senzoru

Pro tuto desku obsahující akcelerometr je navrženo pouzdro (viz obrázek 4.8) pro jeho snadné uchycení k uživateli. Pouzdro slouží k usazení desky a tak k zajištění jeho stability. Oka po stranách umožňují uchycení popruhu, který pak slouží k připevnění na předloktí nebo paži uživatele. Takto navržené pouzdro bylo vyrobeno pomocí technologie 3D tisku a to metodou FDM.



Obrázek 4.8: 3D model pouzdra pro akcelerometr ADXL337

### 4.3.2 Princip snímání

Idea snímání tímto typem snímače je následující. Akcelerometr osazený do pouzdra a připnut na předloktí nebo paži uživatele je připojen k řídicí jednotce pouze osou Z. Takto je zaručeno, že bude snímat pohyb při kontrakci svalu. Snímač upevněný kolmo na uživatelskou končetinu snímá pouze vertikální pohyb od kontaktní plochy s uživatelem. Zatnutím svalů dojde k pohybu akcelerometru a řídicí jednotka může tuto informaci dále zpracovávat.

## 4.4 Senzor využívající silový snímač (MARK 4)

### 4.4.1 Hardware

#### Odpor citlivý na sílu (FSR)

Jako základ tohoto druhu senzoru, se využily na sílu citlivé rezistory různých velikostí. Tyto FSR (Force Sensitive Resistors) mění svůj odpor v závislosti na tlaku (síle), který působí na snímací oblast. Čím větší síla, tím má snímač menší odpor. Pokud není FSR zatížen žádným tlakem (silou), jeho odpor je větší než  $1\text{ M}\Omega$ . U nejmenšího snímače (průměr 7,62 mm) je rozsah síly, kterou dokáže změřit, 0,1–10 N. U kruhového snímače s průměrem 20 mm a čtvercovým snímačem s rozměry  $45 \times 45\text{ mm}$  je rozsah měřené síly 1–100 N. Opačná strana snímací oblasti je opatřena gumovým povrchem. Tyto senzory jsou především určeny k detekci stlačení. Nejsou dostatečně přesné, aby se daly využít jako přesná váha apod.

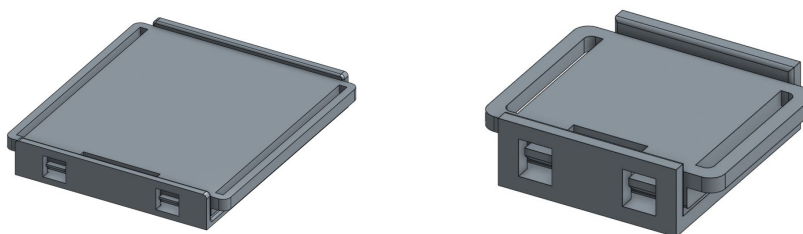
#### Pouzdra pro FSR snímače

Navržená pouzdra pro FSR snímače se principiálně a funkčně neliší od pouzder použitých pro originální senzor HACKberry 4.1. Pouzdra se skládají ze dvou částí, horní a dolní. Horní část slouží pro uložení vlastního snímače a připevnění popruhu. Dolní část má výstupek přesně ve tvaru snímače, který na něj tlačí. Obě části do sebe přesně zapadají, pokud v horní není vložen snímač. Pokud je snímač vložen



Obrázek 4.9: Silové senzory použité při stavbě snímače Mark 4 [40]

existuje mezi částmi mezera tak, aby spodní část mohla přímo tláčit na celý povrch snímače. Horní část má na dvou stranách výstupky, které slouží jako západky pro otvory v dolní části. Takto je docíleno volného spojení obou dílů. Byla navržena dvě pouzdra a to pro kruhový FSR snímač s průměrem 20 mm a čtvercový s rozměry 45×45 mm. Tato pouzdra se vyrobila technologií 3D tisku, a to metodami FDM a PolyJet.



Obrázek 4.10: Návrh pouzdra pro čtvercový FSR a menší kruhový FSR

#### 4.4.2 Princip snímání

Zkompletovaný snímač FSR reaguje na stlačení, takže pokud je připnut pevným popruhem k předloktí nebo paži uživatele, dokáže zaznamenat kontrakci svalu (flexe zápěstí). Při kontrakci svalu se zvětší síla působící na FSR snímač a jeho odpor se zmenší. FSR je připojeno do jednoduchého děliče napětí. Mezi +5 V a analogovým vstupem se nachází FRS a mezi vstupem a GND se nachází rezistor s hodnotou 3,3 k $\Omega$  (viz schéma zapojení v příloze B.2). Pokud na senzor nepůsobí žádný tlak (síla) na analogovém vstupu řídicí jednotky není žádné napětí (odpor snímače je téměř nekonečný). Pokud na snímač působí síla, odpor se zmenšuje a na analogovém vstupu je napětí mezi 0–5 V. Z tohoto napětí se dá vypočítat odpor a síla FSR. Toto je vidět z testovacího algoritmu pro tento snímač v kapitole 5.2.4.



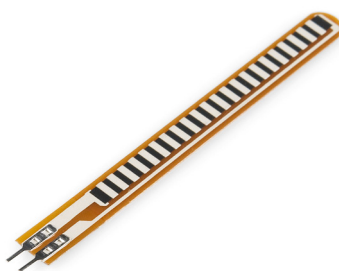
Obrázek 4.11: Kompletní senzory MARK 4 verze 1 a verze 2

## 4.5 Senzor využívající snímač ohybu (MARK 5)

### 4.5.1 Hardware

#### Ohybový snímač

Jednoduchý ohybový snímač s délkou 56 mm. V závislosti na ohnutí snímače se zvětšuje jeho odpor. Odpor se při rovném stavu pohybuje okolo 7 až 13 k $\Omega$ . Při ohnutí o 180° je odpor snímače minimálně dvakrát větší než při rovném stavu.



Obrázek 4.12: Snímač ohybu [40]

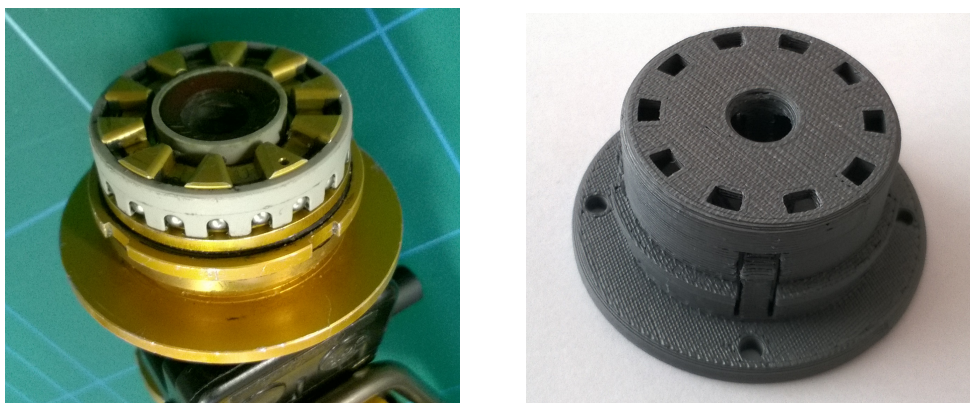
### 4.5.2 Princip snímání

Tento snímač převádí flexi na napětí, které je snímáno analogovým vstupem mikroprocesoru a převáděno AD převodníkem. Flexi senzor je připojený na dělič napětí. Mezi +5 V napětím a analogovým vstupem se nachází flexi senzor, mezi analogovým vstupem a GND se nachází odpor 22 k $\Omega$  (viz schéma zapojení v příloze B.3). Pokud je flexi senzor ohýbán, snižuje se napětí, které je snímáno analogovým vstupem. Díky změně napětí se dá vypočítat aktuální odpor snímače, a pokud jsou známy hodnoty odporu při rovném a ohnutém stavu o 90°, dá se vypočítat i úhel ohnutí. Více v kapitole zabývající se testovacím sw pro tento snímač viz 5.2.5.

## 4.6 Hybridní patice pro využití protézy ottobock

Tato patice neslouží přímo jako samotný snímač, ale zprostředkovává připojení dlaně bionické ruky HACKberry, ke komerčnímu řešení myoelektrické protézy od firmy ottobock [11]. Předloktí od ottobock obsahuje baterii o jmenovitém napětí 7,2 V (maximální napětí je 8,4 V), dva myoelektrické snímače, trn který slouží k napájení a přenos signálů ze senzorů. V okolí trnu se nachází zámek na upevnění různých typů „dlaní“. Tento zámek byl překonstruován, je navržena jeho jednodušší a levnější náhrada, vyrobitelná technologií 3D tisku. Tento nápad je inspirován projektem, který vznikl v berlínském Fab Labu [41], kde ovšem použili originální zámek ottobock. První návrh této patice (viz obrázek 4.13), posloužil jako ověřovací kus, na kterém se vyzkoušela přesnost navržené náhrady. Všechny verze patice byly vyrobeny technologií 3D tisku a to metodami FDM a PolyJet.

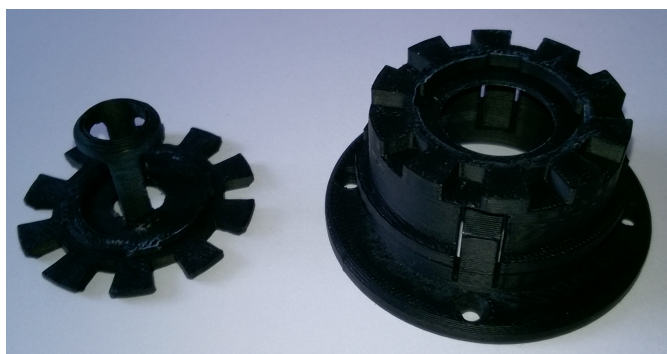
Prototyp (viz obrázek 4.14) patice navržený pro samotnou montáž na dlaň bionické ruky HACKberry, se skládá ze dvou částí. Rozdělení na dvě části umožňuje snadnější zapojení kluzných kontaktů pro přenos napájecího napětí a signálů z myoelektrických snímačů. Trn na předloktí obsahuje čtyři kontakty. Dva kontakty pro napájení, další dva slouží pro přenos signálu pro otevření a zavření dlaně. Obě části se po zapojení kontaktů spojí. Hlavní nevýhoda této patice je, že neumožňuje rotaci dlaně při upevnění do předloktí. Uživatel musí dlaň vyjmout a pootočit ji (přerušit tak elektrické spojení), oddělenou, podle potřeby a poté zasunout zpátky do předloktí.



Obrázek 4.13: Originální zámek ottobock a ověřovací kus hybridní patice

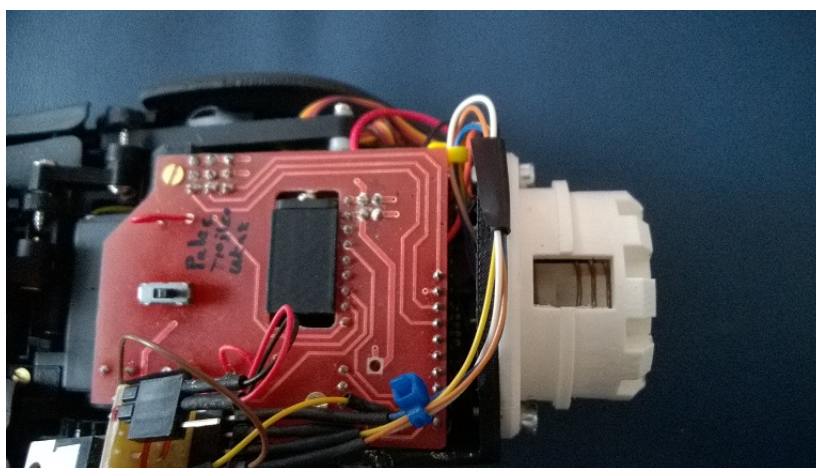
Při kompletaci druhé verze hybridní patice se přišlo na nedostatky ukrývající se v návrhu. Tato verze neumožňovala snadnou montáž kontaktů pro přenesení signálů z předloktí k ruce. Navrhla se tedy třetí varianta hybridní patice (viz obrázek 4.15). U této varianty byl protikus k trnu na předloktí namodelován ve dvou variantách, které umožňovaly rozdílnou montáž drátů pro přenos signálů. Jedna verze trnu má drážky pro drát na vnitřní straně protikusu a druhá naopak na vnější straně. Drážky jsou vykonstruovány tak, aby umožnily montáž drátu do průměru 1 mm. Pro samotnou kompletaci kontaktů se využil měděný drát s průměrem 0,8 mm.





Obrázek 4.14: Obě části technického prototypu hybridní patice

Důkladným přeměřením a analyzováním napájecích možností komerčního předloktí a smyslu signálu z jeho snímačů, se zjistilo, že velikost signálů v některých případech přesahovala hodnotu 5,4 V. Řídicí jednotka Arduino Micro obsahuje 10bitový A/D převodník, který zvládá vzorkovat napětí v rozmezí 0–5 V. Větší napětí než je toto by mohlo vážně poškodit mikrokontrolér nebo ho dokonce zničit. Aby se tomuto zamezilo, zhotovil se ještě meziobvod, který slouží jako ochrana řídicí jednotky. Tento mezi obvod obsahuje (viz schéma zapojení v příloze B.4) dva napěťové regulátory s označením TS7805CZ [42] v pouzdře TO-220-3. Tyto regulátory omezují napětí pro analogové piny do maximální hodnoty 5 V tak, aby nedošlo k jejich zničení. Tento napěťový regulátor pracuje se vstupním napětím v rozmezí 0–35 V a maximálním proudem 1 A, nominální výstupní napětí je zmiňovaných 5 V. Provozní teplota tohoto regulátoru je  $-20-85^{\circ}\text{C}$ . Takto vytvořený obvod se otestoval a ověřila se jeho správná funkčnost a hybridní verze dlaně HACKberry s ním funguje bezproblémově.



Obrázek 4.15: Třetí verze hybridní patice namontovaná na druhý prototyp



## 5 Software

V této kapitole jsou popsány řídicí a testovací algoritmy, které se využily pro ověření funkčnosti snímačů, pro provoz samotné bionické náhrady a ke sběru naměřených dat. Všechny algoritmy jsou napsány v jazyce C/C++, protože se využívaly řídicí jednotky Arduino a pro ně vytvořené programovací prostředí Arduino IDE. Vytvořilo se několik řídicích algoritmů, které se od sebe liší typem dat, které zpracovávají z různých snímačů. Dále se vytvořilo několik testovacích algoritmů a několik algoritmů přizpůsobených k získávání dat ze snímačů.

### 5.1 Programování řídicí jednotky Arduino Micro

Mikrokontrolér ATmega32U4 na desce Arduino Micro obsahuje před-nahraný bootloader, který umožňuje nahrát nový kód bez externího zařízení komunikující mezi mikrokontrolérem a PC. Tento bootloader komunikuje pomocí originálního protokolu AVR109 [33]. Druhá možnost je obejít bootloader a programovat mikrokontrolér přes ICSP (In-Circuit Serial Programming) přes vyvedené kontakty přímo na desce jednotky.

Samotné programy v Arduinu mohou být rozděleny do tří hlavních částí: struktury, hodnoty (proměnné a konstanty) a funkce. Každý program pak obsahuje dvě hlavní části. Jsou to dvě struktury, struktura **setup()** a **loop()**. První z uvedených, funkce **setup()**, je zavolána vždy na začátku programu. Využívá se pro inicializování proměnných, módů pro piny, začíná využívat knihovny apod. Funkce **setup()** je zavolána pouze jednou, pokaždé, kdy je zapnuto napájení nebo po resetování obvodu. Poté, co proběhne funkce **setup()**, která vše inicializuje a nastaví hodnoty, funkce **loop()** dělá přesně to, co její název napovídá a je procházena ve smyčkách, to umožňuje reagovat v každém cyklu na změny vstupů a výstupů.

V programování všech algoritmů pro testování a samotné řízení prototypů bionických náhrad HACKberry, jako hlavní pilíř posloužily dvě funkce pro jednotky Arduino a to **analogRead()** a **map()**. Funkce **analogRead()** čte hodnotu z určeného analogového pinu a konvertuje ji pomocí A/D převodníku. Syntaxe funkce je **analogRead(pin)**, kde parametr **pin** značí číslo analogového pinu. Návrátová hodnota je pak 0 až 1023. Druhá z důležitých funkcí frekventovaně využívaná je **map()**. Tato funkce změní číslo z jednoho rozsahu do druhého. Syntaxe funkce je následující **map(x, fromLow, fromHigh, toLow, toHigh)** obsahuje tedy pět vstupních parametrů. Parametr **x** je vstupní celočíselná hodnota, parametry **fromLow** a **fromHigh** jsou meze původního rozsahu a parametry **toLow** a **toHigh** jsou meze nového rozsahu.

V řídicích algoritmech pro prototyp HACKberry se využívá knihovny s názvem *servo.h* pro řízení servomotorů. Tato knihovna umožňuje ovládání hobby servomotorů jednotkami Arduino. Servomotory mají vystavěnou převodovku a hřídel, které se dají přesně ovládat. Standardně se dá hřídel servomotoru ovládat v rozmezí 0 až 180°. Je možné také nastavit rychlost otáčení hřídele. Servomotory mají tři vodiče pro připojení napájecího napětí, země a řídicího signálu. Napájecí vodič je červený, zemnicí je hnědý nebo černý a signálový je žlutý nebo oranžový. Samotná knihovna obsahuje několik funkcí pro samotné připojení, ovládání a zpětnou vazbu (např. pozici) servomotoru. Základní funkce je **attach()**, která připojí servo na určitý pin řídicí jednotky. Další funkcí je **write()**, tato funkce zapíše určenou hodnotu a hřídel se o ní pootočí. Při použití standardního serva je tato hodnota ve stupních. Další variantou řízení polohy hřídele je funkce **writeMicroseconds()**, která řídí hřídel zadáváním hodnoty v  $\mu\text{S}$ . Funkce **read()** přečte aktuální hodnotu úhlu servomotoru. Předposlední dostupná funkce je **attached()** zkontroluje pin, na který je servo připojeno. Poslední funkcí v knihovně servo je **detach()**, která odpojí servomotor od pinu na který je připojen.

## 5.2 Popis testovacích algoritmů

V této podkapitole jsou uvedeny kódy testovacích algoritmů napsaných pro zkonstruované snímače. Tyto algoritmy jsou v základě velmi jednoduché a sloužili k otestování správné funkčnosti snímačů. Zpracování dat pro různé verze snímačů, pak bylo využito v hlavním algoritmu, podle toho s jakým typem snímačem se pracovalo. U všech algoritmů probíhá výpis na sériový monitor v prostřední Arduino IDE. Výstup na tento monitor byl upraven tak, aby z něj byl umožněn sběr dat.

### 5.2.1 Testovací algoritmus pro senzor Mark 1

Tento algoritmus je velice jednoduchý. U senzoru Mark 1 (viz kapitola 4.1) se při snímání převádí analogová hodnota napětí na digitální pomocí AD převodníku. Maximální napětí senzoru je 5 V. Jedinou operaci, kterou algoritmus musí provádět je invertování digitalizované hodnoty. U senzoru QRE1113 se při zmenšení vzdálenosti zmenší i napětí. Minimální hodnota na převodníku by měla být při nestlačeném stavu, kdy senzor vrací větší napětí, než při stlačení. Invertování probíhá odečtením absolutní hodnoty ze senzoru od hodnoty 1024. 1024 je maximální počet vzorků A/D převodníku.

### 5.2.2 Testovací algoritmus pro senzor Mark 2

Testovací algoritmus pro tuto senzorickou jednotku (viz kapitola 4.2) zprostředkovává jen sběr dat. V algoritmu se nastaví analogový vstupní/výstupní port jako vstupní, dále čte analogové hodnoty, které pomocí AD převodníku převádí na digitální hodnoty. U tohoto snímače není potřeba řešit zpracování signálu, protože samotný modul vlastní zpracování provádí sám. Je možné z něj sbírat i RAW data, ale toho

nebylo využito.

### 5.2.3 Testovací algoritmus pro senzor Mark 3

Algoritmus uzpůsobený pro využití akcelerometru (viz kapitola 4.3). Tento testovací kód byl navržen tak, aby na sériový monitor vypisoval hodnoty aktuálního zrychlení. Vypisují se raw data a z nich vypočítané hodnoty zrychlení. Algoritmus pracuje pouze s hodnotami z osy Z, ale jsou v něm připraveny i proměnné pro osy X a Y. Výpočet zrychlení probíhá namapováním syrových dat v rozmezí 0 až 675, toto je počet vzorků AD převodníku pro snímání napětí 3,3 V, a je zde zohledněna i přesnost snímače.

```
void loop() {  
    scale = 3  
    rawZ = analogRead(analogInPin);  
  
    scaledZ = map(rawZ, 0, 675, -scale, scale);  
    //3.3/5*1023 =~ 675  
  
    Serial.println("Z:_" + String(rawZ));  
    Serial.println("Z:_" + String(scaledZ) + "_g");  
}
```

### 5.2.4 Testovací algoritmus pro senzor Mark 4

Tento testovací algoritmus umožňuje ověření funkčnosti silového senzoru (viz kapitola 4.4). Algoritmus pracuje s daty, které přichází na analogový pin A0, ten je nastaven jako vstupní. Tato data se přepočítají na aktuální hodnotu odporu silového senzoru a z těchto hodnot je následně vypočítána hodnota síly, která na senzor působí. Hodnoty, které jsou dosazeny ve výpočtu působící síly, jsou získány z technické dokumentace součástky (viz čísla uvedená v kódu). Hodnoty odporu a síly jsou pak vypisovány na sériový monitor. Tento testovací algoritmus se dá použít jako jednoduchá váha.

```
void loop() {  
    sensorValue = analogRead(analogInPin);  
  
    if (sensorValue != 0) {  
        V_fsr = (sensorValue * V_cc) / 1024.0;  
        // vypocet odporu senzoru  
        R_fsr = R_div * (V_cc / V_fsr - 1.0);  
        Serial.println("Opor:" + String(R_fsr) + "ohmu");  
  
        // vypocet sily  
        G_fsr = 1.0 / R_fsr;  
        if (R_fsr <= 600) {  
            force = G_fsr / 0.00000032639;  
        }  
    }  
}
```

```

    } else {
        force = G_fsr / 0.000000642857;
    }

    Serial.println("Sila:" + String(force) + "g");
    Serial.println();
    delay(500);

} else {
    // bez tlaku na senzor
}
}

```

### 5.2.5 Testovací algoritmus pro senzor Mark 5

Testovací algoritmus pro senzor využívá vlastnosti flexi senzoru (viz kapitola 4.5). Tomuto snímači se v závislosti na ohnutí mění jeho odpor. Algoritmus pracuje s hodnotou odporu při rovné poloze a s hodnotou odporu při ohnutí snímače o 90°. Při změně ohybu senzoru si algoritmus spočítá aktuální hodnotu odporu a tu pak namapuje na odhadovaný úhel. Tyto hodnoty se pak vypíší na sériový monitor.

```

void loop() {
    sensorValue = analogRead(analogInPin);

    flex_V = (sensorValue * V_cc) / 1024.0;
    flex_R = R_div * (V_cc / flex_V - 1.0);

    Serial.println("Odpor:" + String(flex_R) + "ohmu");

    angle = map(flex_R, straight_R, bend_R, 0, 90.0);

    Serial.println("Ohnuto:" + String(angle) + "stupnu");
    Serial.println();

    delay(500);
}

```

## 5.3 Algoritmus měřicího cyklu

Tento algoritmus slouží ke sběru dat naměřených z různých senzorů během určeného časového cyklu. Při spuštění algoritmu program vyčkává na interakci uživatele. To se provádí stisknutím tlačítka na DPS s ovládacími prvky na hřbetu dlaně HACKberry. Po stisknutí tlačítka se spustí samotný měřicí cyklus. Ten je řízený časovačem po uplynutí 30 s se cyklus ukončí. Časovač je řízen funkcí **millis()**, ta vrací aktuální čas od spuštění aktuálního programu (hodnota této funkce se automaticky vynuluje po uplynutí 50 dnů). V průběhu cyklu se na sériový monitor vypisují tři hodnoty,

které se dají následně snadno analyzovat. První je hodnota průměrovaná, druhá je aktuální hodnota na analogovém pinu senzoru a třetí hodnota je uplynulý čas ze zmíněných 30 s vypisovaný v milisekundách. K načtení dat z analogového pinu se používá funkce **analogRead()**. Díky průměrování a výpisu dat se zpomaluje sběr dat, takže snímací frekvence se pohybuje okolo 135 Hz. Pokud není využito zmíněné průměrování, zvedne se frekvence snímání na 1850 Hz.

## 5.4 Popis řídicího algoritmu pro HACKberry

Jako základ pro řídicí algoritmus bionické náhrady HACKberry posloužil sw dostupný na stránkách open-source projektu [30]. Celý tento algoritmus se zanalyzoval a provedly se úpravy pro jeho zjednodušení. Popis celého algoritmu je, pro jednoduchost, ukázán na vývojovém diagramu 5.1. Řídicí algoritmus funguje se zkompletovanými senzory MARK 1, MARK 4 a MARK 5. Jak je vidět v ukázce kódu nacházející se v podkapitole 5.4.2. Stačí jen změnit zakomentování ze dvou vložených možností.

### 5.4.1 Popis funkce pro kalibraci

Kalibrační funkce je důležitá pro používání řídicího algoritmu levné náhrady HACKberry. Poté, co si uživatel připevní senzor na předloktí nebo paži a zapne bionickou náhradu se musí provést kalibrace. Kalibrace se použít tlačítkem nacházejícím se na hřbetu ruky náhrady. Po stisku tlačítka má uživatel 5 s na to, aby provedl samotnou kalibraci. Uživatel musí zatnout sval (nebo část horní končetiny), kde se nachází senzor. Algoritmus si zaznamená minimální (klidovou) a maximální (kontrakce svalu) hodnotu, kterou senzor během kalibrace zaznamená. Tyto dvě hodnoty jsou důležité pro samotný chod programu. Při kalibraci dochází k výpisu všech klíčových hodnot na sériový monitor, pokud je řídicí jednotka připojena k PC.

### 5.4.2 Popis funkce pro čtení hodnot ze senzoru

Jedná se o velmi jednoduchou funkci, která zprostředkovává načítání dat z analogového pinu a zároveň se v ní provádí průměrování několika vzorků pro zlepšení přesnosti. Průměrování se ale nakonec ukázalo jako nepotřebné. Porovnáním testovacích dat, průměrovaných a aktuálních se ukázalo, že průměrování nemá na rozsah měřených hodnot vliv. Rozdíl aktuálních a průměrovaných dat byl maximálně pět vzorků na A/D převodníku. I přesto se průměrování využilo v algoritmu pro sběr dat pro ověření rozsahu rozdílu.

```
int sensor_read() {  
  
    int i;  
    int sval;  
    int temp = 30;  
    for (i = 0; i < temp; i++) {
```

```

        sval = sval + abs(analogRead(analogInPin));
        //pro senzory MARK 4
        //sval = sval +
            abs(1023 - analogRead(analogInPin0));
        //pro senzory HACKberry MARK 1 a MARK 5
    }
    sval = sval / temp;
    return sval;
}

```

### 5.4.3 Výpočet rychlosti

Výpočet rychlosti, kterou se budou zavírat nebo otevírat prsty náhrady se řeší kódem vloženým níže. Základ pro tento výpočet jsou tři hodnoty maximální, minimální a aktuální hodnota senzoru. Maximální a minimální hodnoty jsou získány pomocí kalibrace. Pokud aktuální hodnota klesá od maximální k minimální, tak probíhá otevírání prstů a to konstantní rychlostí určenou v proměnné *speedRev*. Pokud aktuální hodnota neklesá ani nestoupá nebo jen neznatelně, prsty drží současnou pozici, do které dorazily v předešlém průběhu. Pokud nenastane ani jedna z předešlých situací, dochází k namapování aktuální rychlosti zavírání prstů. Pomocí funkce **map()** dojde k namapování rychlosti pomocí aktuální hodnoty senzoru, která se nachází v rozmezí maximální a minimální hodnoty, do rozmezí maximální a minimální určené rychlosti. Tyto hodnoty jsou konstantní a nastavují se v proměnných *speedMax* a *speedMin*.

```

\\vypocet rychlosti
if (sensorValue < (sensorMin
    + (sensorMax - sensorMin) / 8))
    { speed = speedRev; }
else if (sensorValue < (sensorMin
    + (sensorMax - sensorMin) / 4))
    { speed = 0; }
else speed = map(sensorValue, sensorMin,
    sensorMax, speedMin, speedMax);

```

### 5.4.4 Výpočet pozice

Výpočet pozice se provádí pomocí namapované rychlosti. V tomto výpočtu jsou důležité proměnné, které obsahují informace o rychlosti, pozici, pre-pozici, maximální a minimální pozici. Maximální a minimální pozice jsou nastaveny konstantně v proměnných *positionMax* a *positionMin*. Vlastní pozice pak roste nebo klesá v závislosti na předem vypočtené rychlosti. Poté co je pozice vypočtena dochází k jejímu přemapování z rozsahu maximální a minimální pozice, na rozsah stupňů ve kterých se pohybují servomotory. Přemapovaná hodnota se pak zapíše přímo na servomotor a dochází k jeho pohybu.



```

//vypocet pozice
position = prePosition + speed;
if (position < positionMin) position = positionMin;
if (position > positionMax) position = positionMax;
prePosition = position;
//motor
indexPos = map(position, positionMin,
               positionMax, IndexExtend, IndexFlex);
myservo0.write(indexPos);

```

## 5.5 Řídicí algoritmus pro senzor MARK 2

Senzor MARK 2 má odlišné vlastnosti, než ostatní senzory. Pokud myoelektrický snímač zachytí změnu potenciálního napětí svalu, při jeho zatnutí, vzroste jeho výstupní napětí na výstupu k maximální hodnotě. Tuto hodnotu však senzor neudrží dostatečně dlouho, takže informace, kterou předá je pouze taková, že byl sval zatnutý. Ostatní snímače mají rozdílnou hodnotu po celou dobu zatnutí svalu, než při jeho klidovém stavu. Proto se vytvořil upravený řídicí algoritmus pro náhradu HACKberry, aby mohla pracovat s tímto snímačem. Základ algoritmu zůstal stejný, jak je popsán v předešlé podkapitole 5.4. Rozdílně se zpracovává informace ze snímače a to tak, že pokud dojde k zatnutí, prsty ruky se zavřou, a pokud jsou již zavřené, tak se opět otevřou. Po proběhnutí kalibrace se nastaví hodnoty *sensorMax* a *sensorMin*. Jako proměnná je nastavená proměnná *range*, která udává odchylku od maximální nakalibrované hodnoty. Pokud bude aktuální hodnota na analogovém pinu, reprezentovaná proměnnou *sensorValue*, v rozmezí od maximální nastavené hodnoty, tak se prsty otevřou nebo naopak zavřou. I v tomto algoritmu si může uživatel uzamknout prostředník, prsteník a malík pomocí tlačítka na hřebu ruky, příznak *fingerPinState*.

```

//řízení myosenzoru prsty
if (sensorValue < sensorMax + range
    and sensorValue > sensorMax - range) {
    if (temp == 0) {
        myservo0.write(IndexFlex);
        if (fingerPinState == HIGH) {
            myservo1.write(middleFlex);
        }
        temp = 1;
        Serial.println("ZAVIRANI");
        delay(250);
    } else if (temp == 1) {
        myservo0.write(IndexExtend);
        if (fingerPinState == HIGH) {
            myservo1.write(middleExtend);
        }
    }
    temp = 0;
}

```

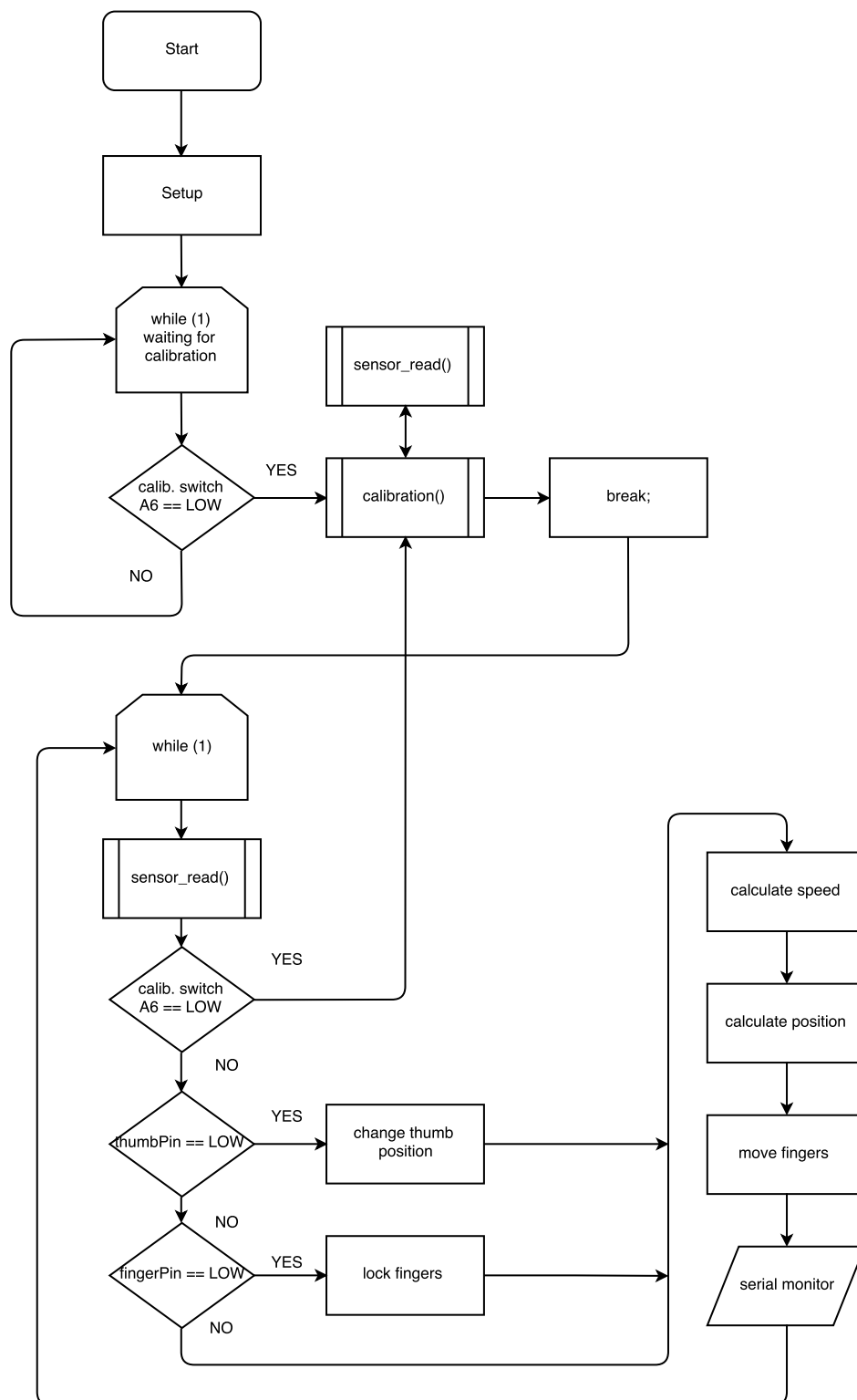
```

        Serial.println("OTEVIRANI");
        delay(250);
    }
}

```

## 5.6 Řídicí algoritmus hybridní verze HACKberry

Hybridní verze ruky HACKberry s předloktím ottobock má vlastní řídicí algoritmus. Důvodem je čtení ze dvou snímačů, které se nacházejí v předloktí ottobock. Každý tento snímač je připojený k analogovému pinu, mikroprocesor pak zpracovává tyto signály A/D převodníkem. Jeden snímač zprostředkovává otevření prstů ruky a druhý naopak jejich sevření. V algoritmu se nemusí řešit kalibrace, ani nastavování maximální a minimální úrovně snímačů, jako je to v algoritmu pro bionickou náhradu HACKberry, která má primárně jen jeden snímač. Pokud je jeden ze snímačů aktivní prsty ruky se začnou konstantní rychlostí zavírat nebo otevírat. Když jsou aktivní oba snímače nebo naopak žádný, prsty drží pozici, kterou dosáhly po předchozím průběhu algoritmu. I u tohoto řídicího algoritmu se dá stiskem tlačítka uzamknout pozice prstů (prostředník, prsteník, malík) nebo změnit pozici palce.



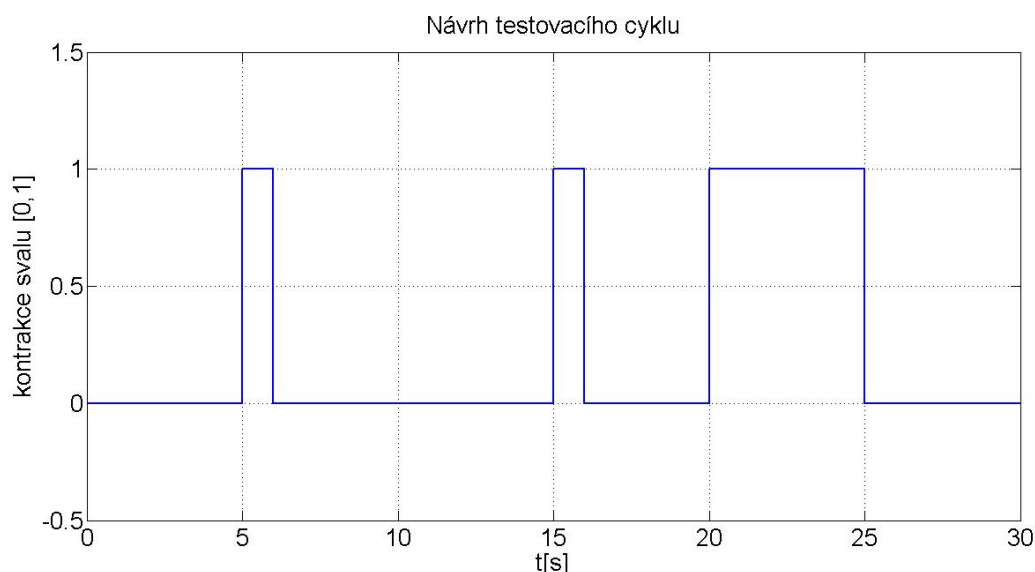
Obrázek 5.1: Vývojový diagram řídicího algoritmu pro HACKberry

## 6 Testování prototypů a senzorů

Tato kapitola se zabývá testováním sestavených prototypů levné bionické náhrady HACKberry a senzorických jednotek vytvořených pro tyto prototypy. Je zde popsán postup zvolený pro testování senzorů a určení kritérií, podle kterých se vyhodnocovala jejich funkčnost. Jsou zde také graficky znázorněna měření provedená se snímači.

### 6.1 Průběh testování senzorů

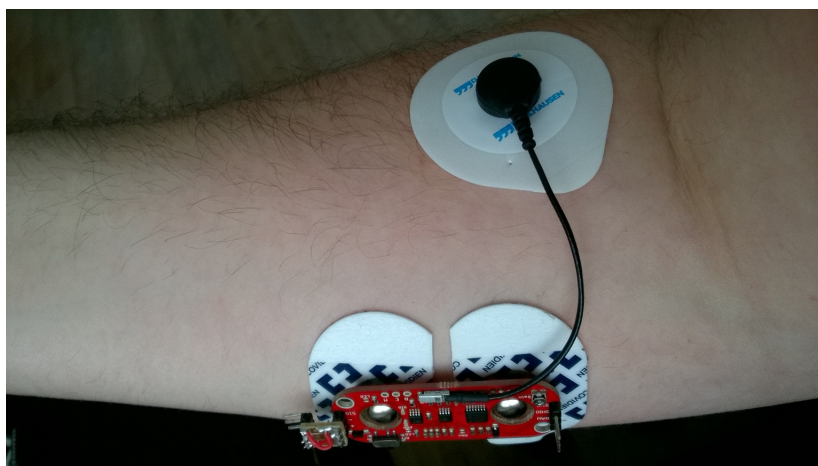
Pro ověření funkčnosti senzorů se vytvořil speciální algoritmus (viz kapitola 5.6). Algoritmus po stisknutí ovládacího tlačítka na hřbetu prototypu, zaznamenává po dobu 30 s hodnoty z analogového pinu. Během zmíněných 30 s musí testovaný uživatel senzoru provést tři úkony svou rukou (nebo její částí). Průběh testovacího cyklu je nastaven tak, že po uplynutí pěti sekund uživatel na jednu sekundu zatne sval (např.: flexe v zápěstí), na kterém se nachází senzor. Tuto akci uživatel opakuje po uplynutí 15 s a po uplynutí 20 s uživatel zatne sval (svalové soustavy) po dobu 5 s. Celkový průběh tohoto cyklu je vidět na obrázku 6.1. Nula v grafu znamená klidový stav svalu a senzoru, ten v reálu nemusí mít nulovou hodnotu, to záleží na základní hodnotě senzoru po připnutí na horní končetinu. Jednička pak znamená kontrakci svalu nebo části na které se senzor nachází. V reálném měření se pak jednička rovná 1024 (maximální hodnota 10bitového A/D převodníku) nebo hodnotě 5 V v případě, že se počet vzorků přepočítává na napětí. Tento testovací postup se aplikoval proto, aby se rozpoznalo chování senzoru při kontrakci svalu. Ideální požadavky na senzor jsou takové, že v klidovém stavu svalu (snímané části) budou hodnoty na analogovém vstupu nulové, po případě co nejmenší. Naopak při kontrakci svalu se očekává, že hodnoty budou co největší nebo co nejvíce rozdílné od klidových hodnot. Čím větší je rozdíl maximální a minimální hodnoty, tím lépe se tato informace dá zpracovávat a tím dochází k přesnějšímu řízení náhrady. Dále se tímto testovacím postupem sledovalo, jak senzor reaguje na krátké a dlouhé kontrakce svalu. Vyhodnocení funkčnosti senzorů se posuzovalo podle těchto kritérií. Samotné měření proběhlo na třech různých uživatelích.



Obrázek 6.1: Návrh testovacího cyklu pro testování senzorických jednotek

## 6.2 Naměřená data

V této podkapitole jsou zobrazena data, která byla naměřena na několika vzorcích. Měření probíhalo podle testovacího cyklu popsaného v předešlé podkapitole 6.1. Jako testovací vzorky posloužili uživatelé, kteří neprodělali žádnou amputaci a uživatel po amputaci horních končetin. Jako vzorová jsou brána data naměřená na autorovi této diplomové práce (Uživatel 1), druhá sada dat je naměřena na vedoucím této diplomové práce (Uživatel 2). Při měření těchto uživatelů byl jednotlivý senzor připnut na předloktí pravé ruky v místě kde se nachází povrchový sval vřetenní (*musculus brachioradialis*), jak je na ilustračním obrázku 6.2 se senzorem MARK 2. Třetí měření se provedlo na panu Trakalovi (Uživatel 3). Pan Trakal prošel transradiální ampuací pravé horní končetiny a transhumerální amputací levé končetiny. Třetí sada dat se naměřila na pravé horní končetině pana Trakala (viz obrázek 6.3), v oblasti svalu s názvem dlouhý zevní natahovač zápěstí (*musculus extensor carpi radialis longus*). S každým senzorem se provedla tři po sobě jdoucí měření. Jsou zde uvedena data ze dvou verzí senzoru MARK 1 (viz kapitola 4.1), senzoru MARK 2 (viz kapitola 4.2) a dvou verzí senzoru MARK 4 (viz kapitola 4.4). Snímač MARK 3 (viz kapitola 4.3) se povedlo sestrojít, ale jeho funkčnost nedopadla dle očekávání. Přesnost snímání tohoto senzoru není dostatečná, aby se dala použít pro účely této diplomové práce. Snímač MARK 5 (viz kapitola 4.5) se podařilo sestrojít a ověřit jeho bezproblémovou funkčnost, nepodařilo se ale navrhnout vhodné pouzdro.



Obrázek 6.2: Místo připnutí senzorů, zde senzor MARK 2

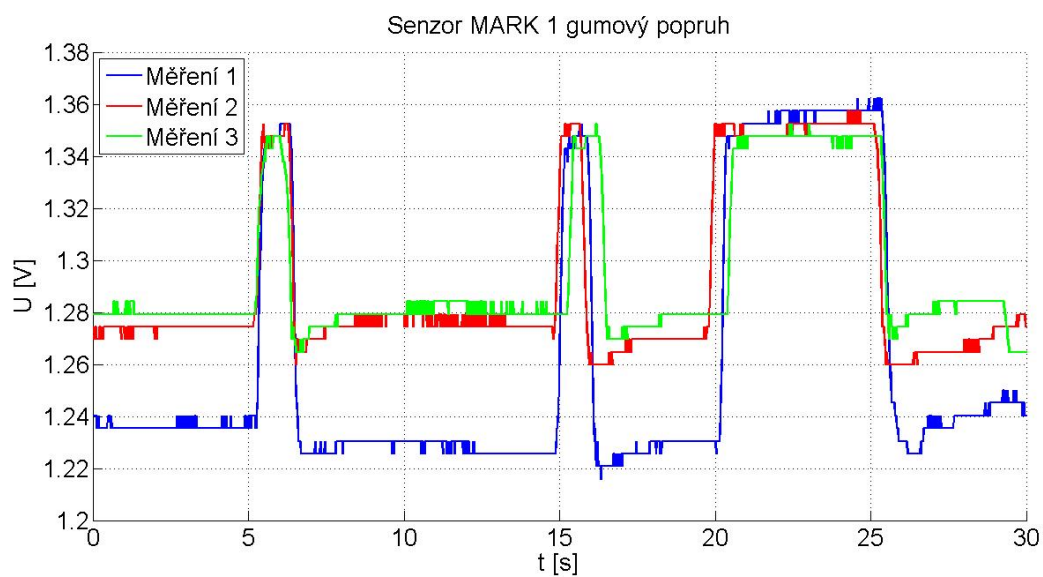


Obrázek 6.3: Místo připnutí senzoru u Uživatele 3, zde senzor MARK 1

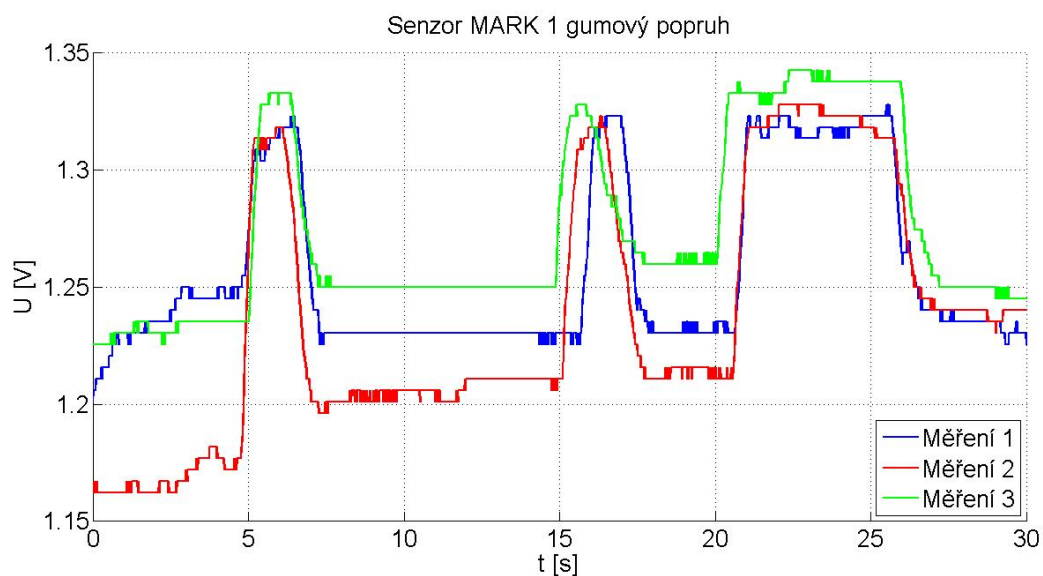
### 6.2.1 Naměřená data senzoru MARK 1

Senzor osazený gumovým popruhem a polyuretanem jako distanční pěnou. Gumový popruh sice poskytuje větší komfort nošení, ale značně zhoršuje požadované vlastnosti senzoru.



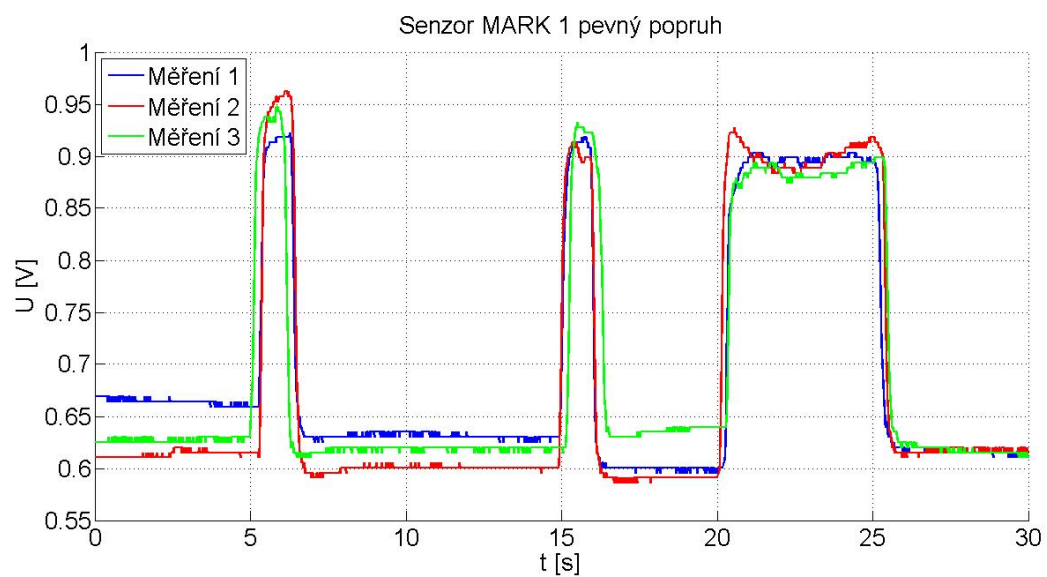


Obrázek 6.4: Naměřená data senzoru MARK 1 s gumovým popruhem na Uživateli 1

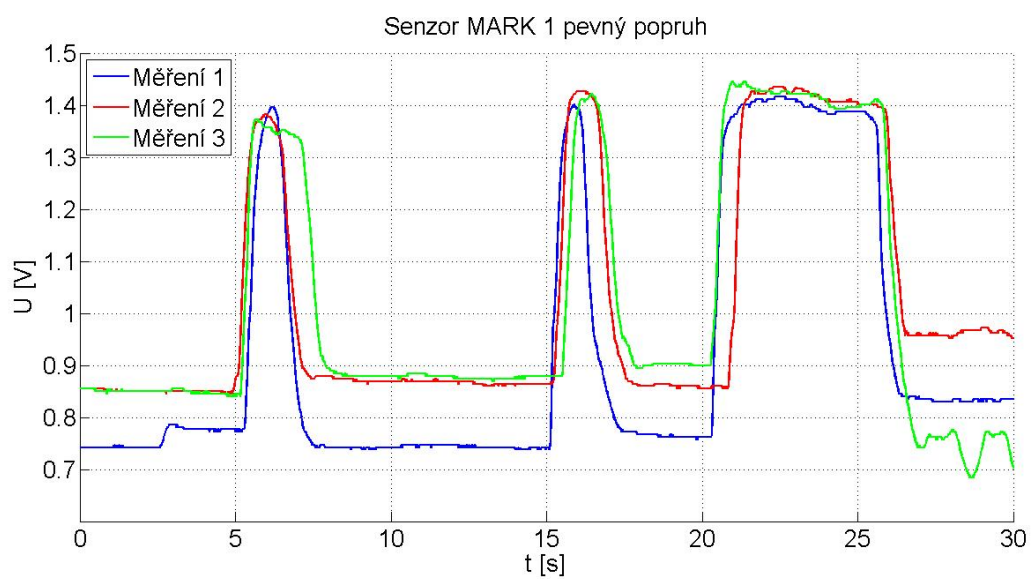


Obrázek 6.5: Naměřená data senzoru MARK 1 s gumovým popruhem na Uživateli 2

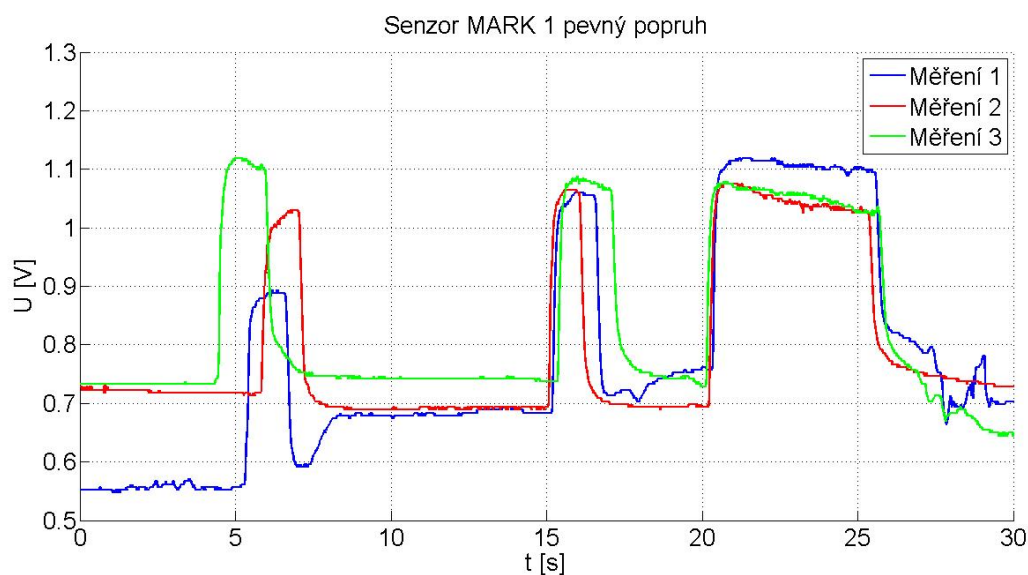
Senzor osazený pevným popruhem a polyuretanem jako distanční pěnou. Na tento senzor se využilo pouzdro připravené na nahrazení pěny pružinami. Díky modulárnímu návrhu pouzdra s touto výměnou nebyl problém.



Obrázek 6.6: Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 1



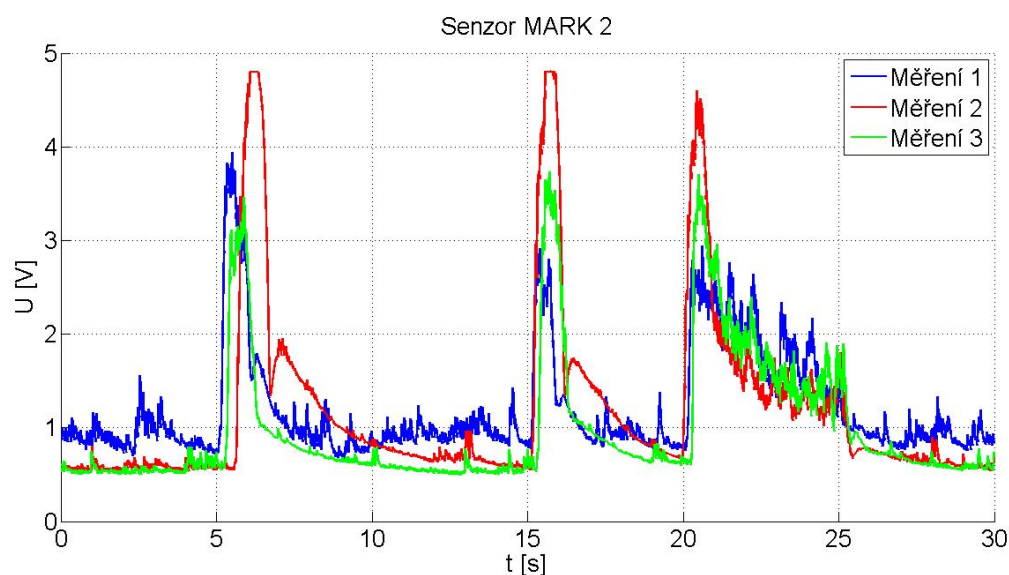
Obrázek 6.7: Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 2



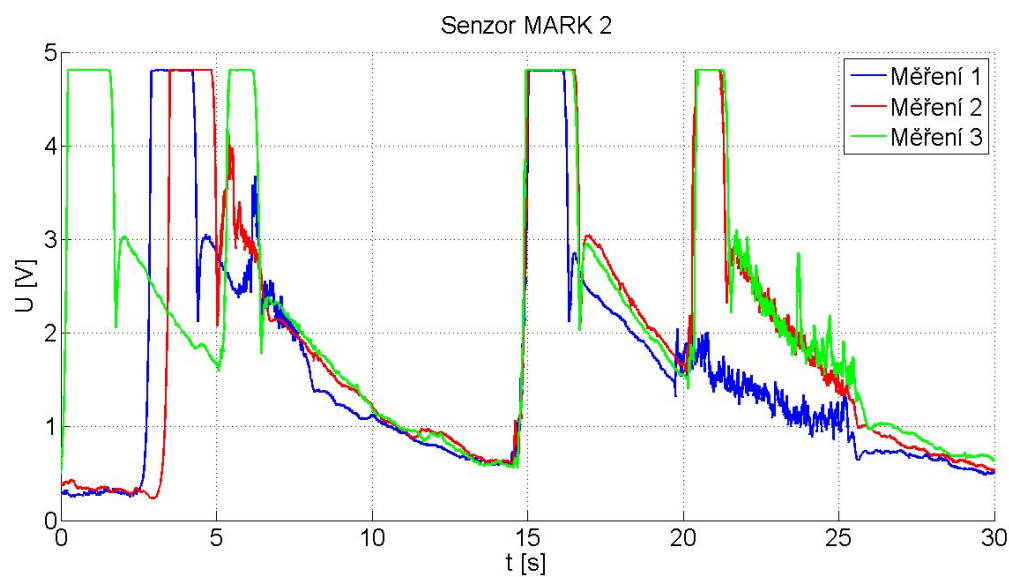
Obrázek 6.8: Naměřená data senzoru MARK 1 s pevným popruhem na Uživateli 3

### 6.2.2 Naměřená data senzoru MARK 2

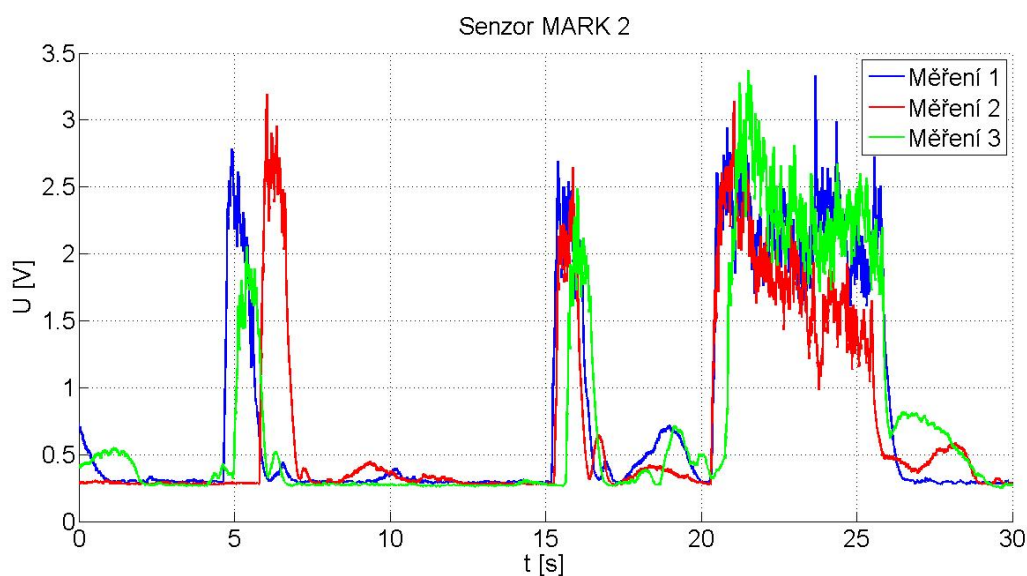
Data ze senzorické jednotky, která využívá pro snímání elektromyografie. Připnutí na všechny uživatele se provedlo pomocí biomedicínských podložek (elektrod). Na Uživateli 1 se vyzkoušela životnost nalepených podložek. Ty fungovaly i po třech dnech od nalepení a odolaly i přímému styku s vodou.



Obrázek 6.9: Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 1



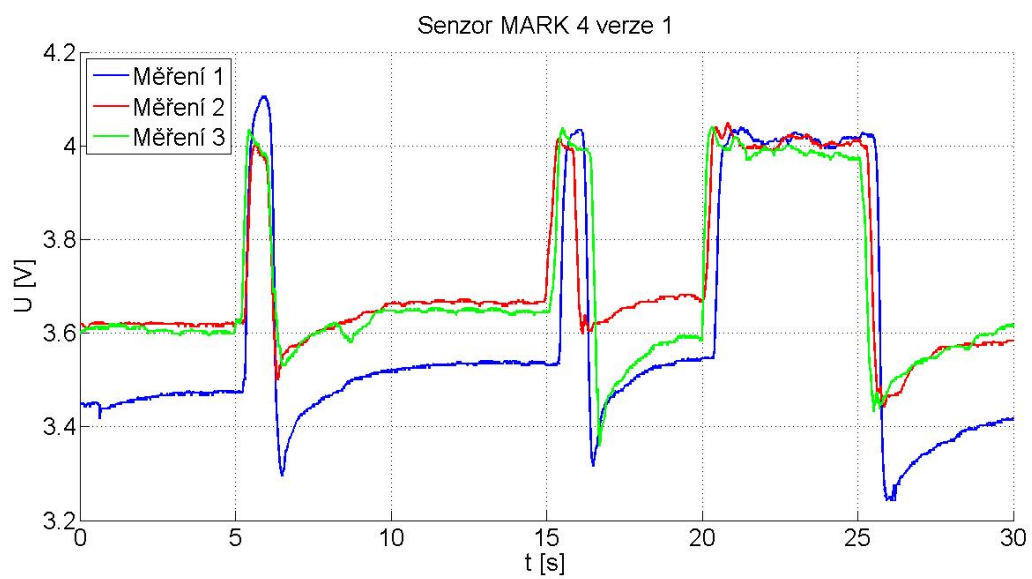
Obrázek 6.10: Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 2



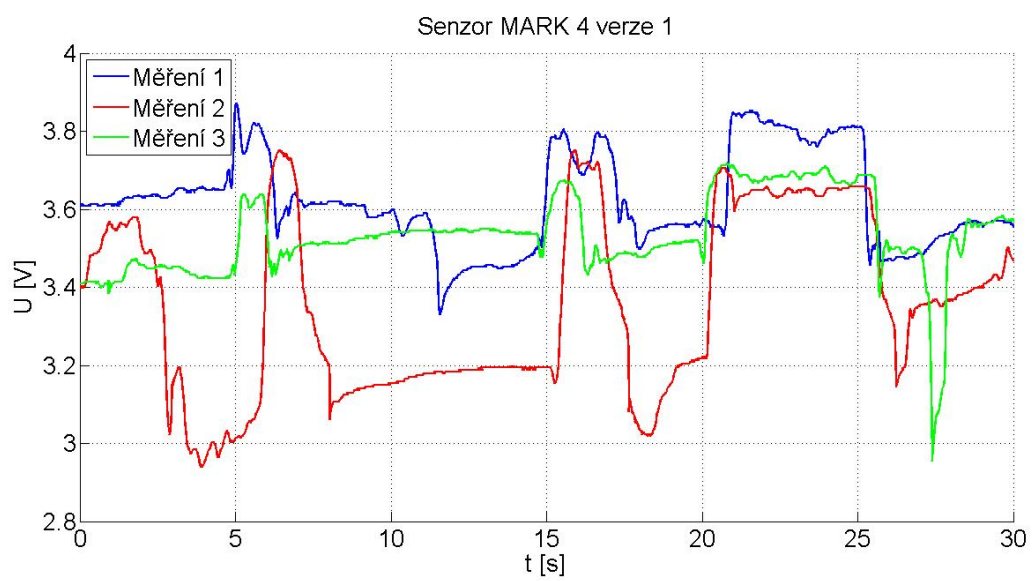
Obrázek 6.11: Naměřená data senzoru MARK 2 na Uživateli 3

### 6.2.3 Naměřená data senzoru MARK 4

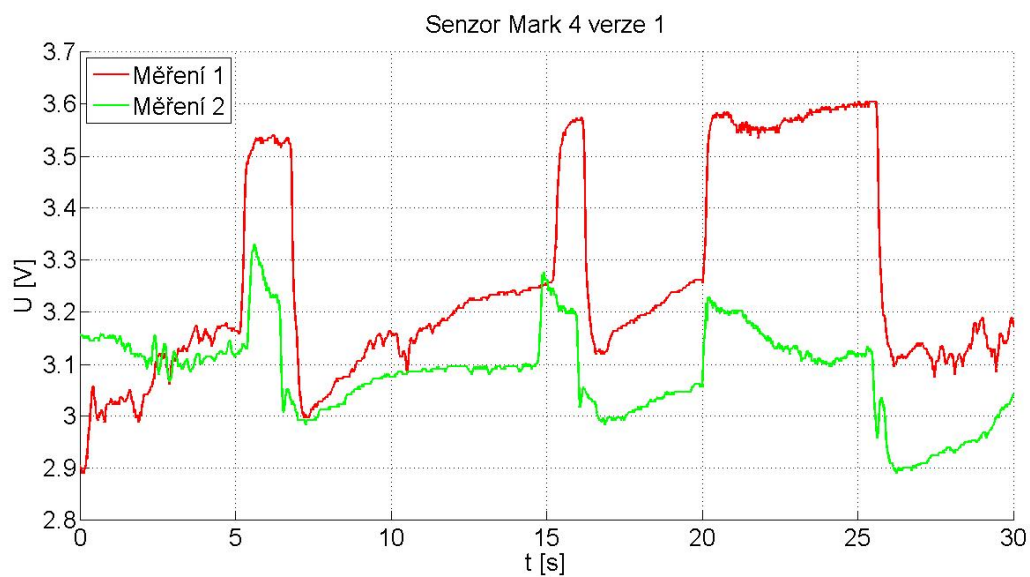
Tato data se naměřila na senzoru MARK 4 verze 1. Toto je verze senzoru využívající FSR čtvercového tvaru s rozměry  $45 \times 45$  mm. Již při testování těchto senzorů se přišlo na zlepšení parametrů snímání a při testování s řídicím algoritmem se docílilo značné citlivosti.



Obrázek 6.12: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 1

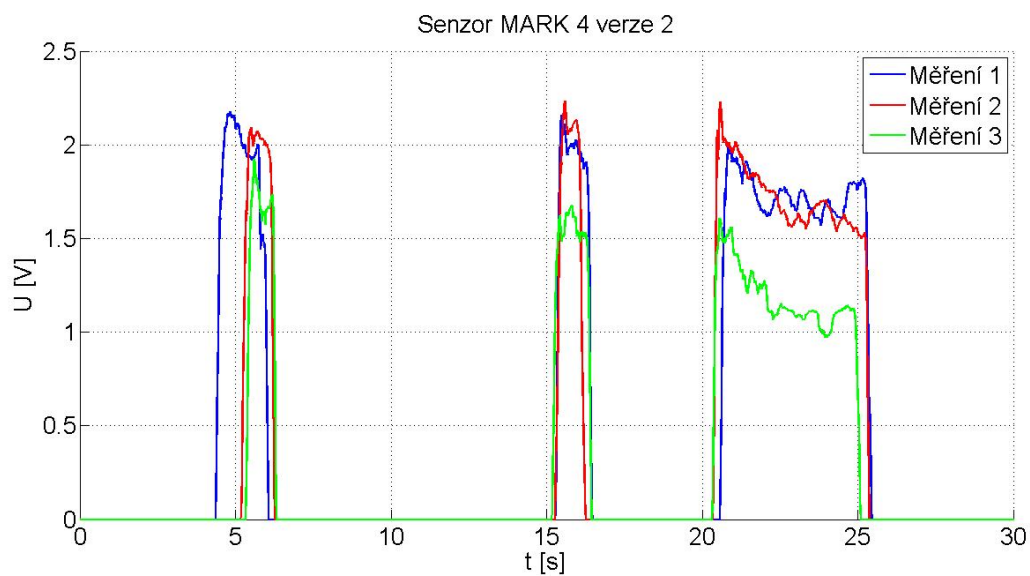


Obrázek 6.13: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 2



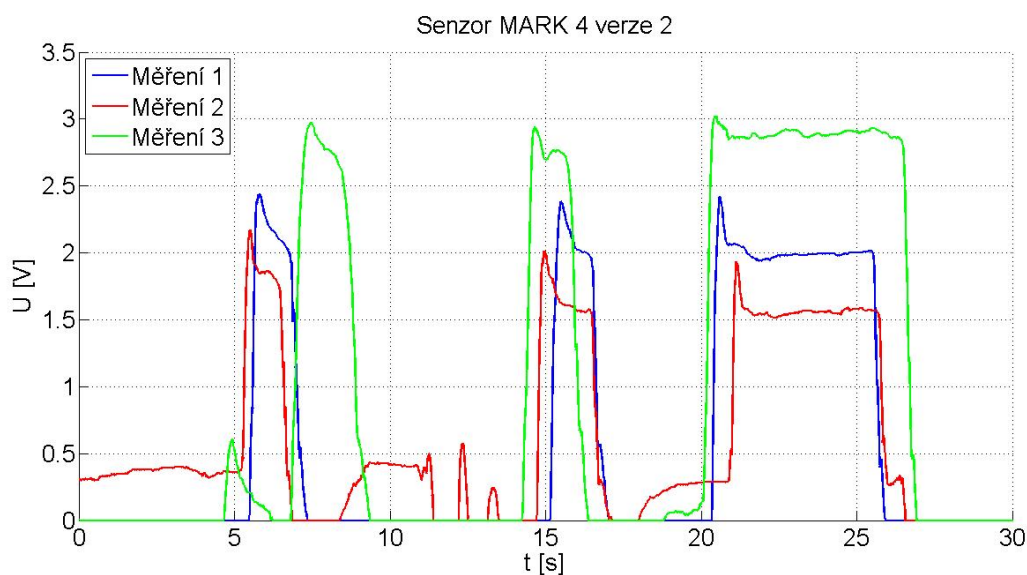
Obrázek 6.14: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 1 na Uživateli 3

Druhá verze senzoru MARK 4 je realizována kruhovým snímačem FSR o průměru 20 mm. Tato je kompaktnější verze silového snímače. Tato verze při testování vykazovala nejlepší výsledky při snímání.

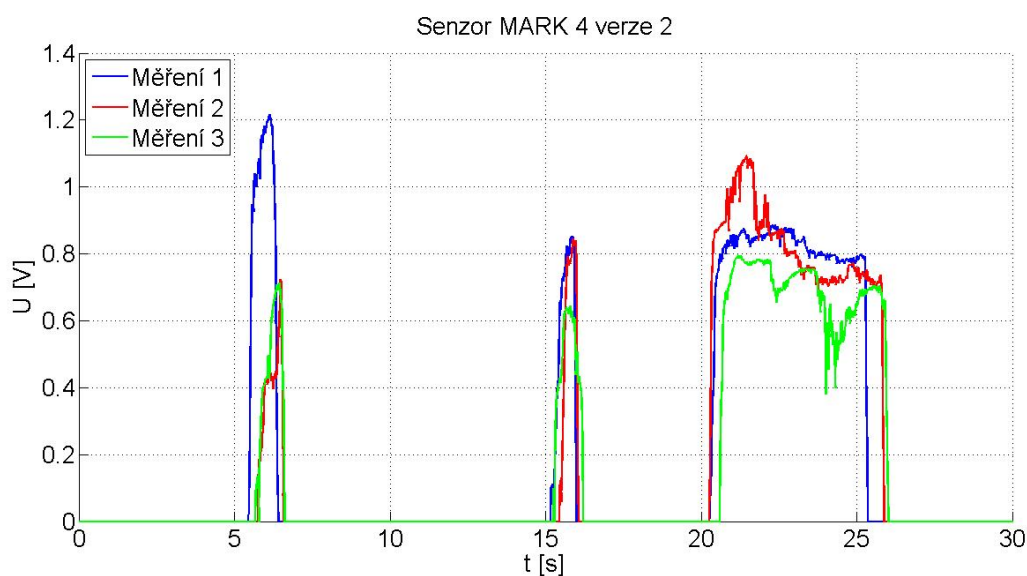


Obrázek 6.15: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 1





Obrázek 6.16: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 2



Obrázek 6.17: Naměřená data senzoru MARK 4 verze 2 na Uživateli 3

### 6.3 Testování prototypů HACKberry

Na prvním prototypu levné bionické náhrady HACKberry, se provedly zkoušky funkčnosti po technické i mechanické stránce. Ruka se podrobila různým druhům testování. Změřila se hmotnost prvního prototypu, jak předloktí tak i samotné ruky. Hmotnost předloktí s baterií je 333,3 g, bez baterie 241,7 g, dlaň má hmotnost

309,1 g a samotné baterie mají hmotnost 90 g. Pro porovnání se provedly hmotnostní zkoušky i se zapůjčenou myoelektrickou protézou ottobock. Předloktí ottobock má hmotnost 624,3 g s baterií, 560,9 g bez baterie, dlaň má hmotnost 334,3 g a samotná baterie má hmotnost 63,5 g. Tyto hmotnosti jsou brány bez silikonových rukavic, které se na těchto protézách používají.

Ruka HACKberry zvládne několik druhů úchopu a to pinzetový, hákový a válcový. Provedla se měření, která měla zjistit parametry těchto úchopů. Pinzetový úchop se servomotorem HS-311 má sílu 6 N, hákový úchop zvládl sílu 40 N. Tato hodnota je na hranici únosnosti konstrukce, při větší zátěži hrozí utržení prstů z dlaně. V tabulce 6.1 jsou uvedeny spotřeby všech součástek, které se nacházejí v ruce HACKberry. S monočlánky, které mají kapacitu 3400 mAh je vypočtená délka fungování náhrady, pro verzi s motorem HS-311, s minimální spotřebou 5,5 h a maximální spotřebou 1,95 h. S motorem HS-5645 je pak výdrž s minimální spotřebou 3,97 h a maximální spotřebou 1,01 h. Tyto hodnoty jsou pro kontinuální fungování náhrady a od reálné výdrže baterie se mohou lišit.

Tabulka 6.1: Hodnoty spotřeby proudu součástek v ruce HACKberry

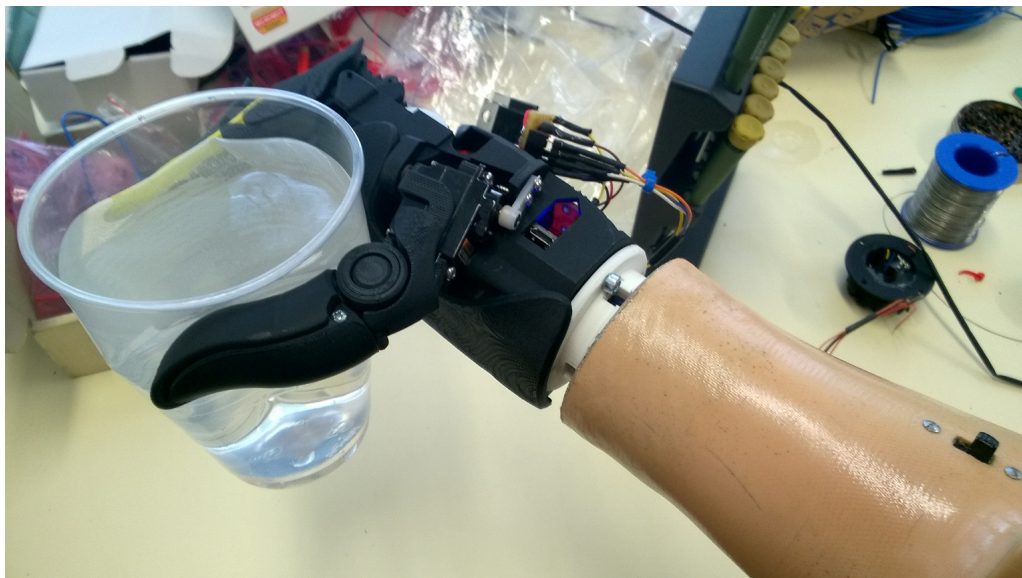
Součástka	Min spotřeba I [mA]	Max spotřeba I [mA]
HS-311	180	800
HS-5645	450	2400
ES08MA 2x	400	800
I/O pin 7x	35	140
Celkem s HS-311	615	1740
Celkem s HS-5645	885	3340

V rámci testování a měření testovacích dat si pan Trakal vyzkoušel ovládání ruky HACKberry pomocí senzoru MARK 4. Pan Trakal je zvyklý na dvoukanálové řízení protézy dvěma snímači, jeden pro zavření dlaně a druhý pro její otevření. V tomto případě se však jedná o jednoránálové řízení, kde se při zatnutí svalu ruka zavře. I přes tento rozdíl, panu Trakalovi nedělalo problém bionickou ruku ovládat a podle jeho názoru je tato koncepce použitelná a nebyl by problém si na ní zvyknout.

## 6.4 Testování hybridní konstrukce HACKberry

Po dokončení vhodné hybridní patice a zkonstruování funkčního konektoru pro přenos napětí a signálů, se provedly ověřovací zkoušky této konstrukce. Hybridní patice se připevnila na ruku HACKberry v místech, kde se původně nacházel trn pro připojení na její vlastní předloktí. Pro montáž hybridní patice posloužil druhý prototyp sestavený studenty z FZS. Původní trn se odstranil a na jeho místě se modelářskou pilkou vytvořil otvor pro protáhnutí vodičů z vytvořeného konektoru. Samotná patice byla navržena tak, aby se vešla na plochu, která slouží k uchycení původnímu trnu. Patice se pak následně přišroubovala k ruce HACKberry dvěma standardními šrouby s průměrem 3 mm. Po kompletaci hybridní verze došlo na ověření její funkčnosti. Funkčnost se podařilo udržet a takto sestavený hybrid se

prezentoval panu Trakalovi, který pro tyto účely zapůjčil komerční předloktí. Pan Trakal si hybridní náhradu vyzkoušel a jeho hodnocení bylo převážně kladné. Idea vytvořit vlastní hybridní patici, místo využití komerčního zámku, který je drahý a špatně dostupný, se ukázala jako správná.



Obrázek 6.18: Testování hybridní konstrukce s komerčním předloktím

## 7 Shrnutí výsledků testování

Tato kapitola obsahuje shrnutí všech poznatků a vyhodnocení získaných dat.

### 7.1 Vyhodnocení funkčnosti senzorů

Požadované vlastnosti senzorů pro bionickou náhradu HACKberry jsou takové, že rozdíl mezi hodnotou v klidovém stavu snímané části horní končetiny a hodnotou při kontrakci svalů této části musí být co největší. Pokud je rozdíl dostatečně velký, je zaručena dobrá citlivost při ovládání náhrady. Pro malý rozdíl minimální a maximální hodnoty je řízení nepřesné, pomalé a náchylné k chybám.

Tabulka 7.1: Souhrn dat z testování senzoru MARK 1 s gumovým popruhem

	Měření	Min [V]	Max [V]	Rozdíl [V]	Prům. rozdíl [V]
Uživatel 1	1	1,2158	1,3623	0,1465	0,1107
	2	1,2598	1,3574	0,0977	
	3	1,2646	1,3525	0,0879	
Uživatel 2	1	1,2012	1,3281	0,1270	0,1367
	2	1,1621	1,3281	0,1660	
	3	1,2256	1,3428	0,1172	

Tabulka 7.2: Souhrn dat z testování senzoru MARK 1 s pevným popruhem

	Měření	Min [V]	Max [V]	Rozdíl [V]	Prům. rozdíl [V]
Uživatel 1	1	0,5957	0,9229	0,3271	0,3467
	2	0,5859	0,9616	0,3760	
	3	0,6104	0,9473	0,3369	
Uživatel 2	1	0,7373	1,4160	0,6787	0,6771
	2	0,8447	1,4355	0,5908	
	3	0,6836	1,4453	0,7617	
Uživatel 3	1	0,5469	1,1182	0,5713	0,4785
	2	0,6885	1,0791	0,3906	
	3	0,6445	1,1182	0,4736	

Tabulka 7.3: Souhrn dat z testování senzoru MARK 2

	Měření	Min[V]	Max [V]	Rozdíl [V]	Prům. rozdíl [V]
Uživatel 1	1	0,6689	3,9404	3,2715	3,5954
	2	0,5273	4,047	4,2773	
	3	0,4932	3,7305	3,2373	
Uživatel 2	1	0,2490	4,8047	4,5557	4,4743
	2	0,2344	4,8047	4,5703	
	3	0,5078	4,8047	4,2969	
Uživatel 3	1	0,2686	3,3301	43,0615	3,0371
	2	0,2686	3,1934	2,9248	
	3	0,2490	3,3740	3,1250	

Tabulka 7.4: Souhrn dat z testování senzoru MARK 4 verze 1

	Měření	Min[V]	Max [V]	Rozdíl [V]	Prům. rozdíl [V]
Uživatel 1	1	3,2422	4,1064	0,8643	0,7161
	2	3,4424	4,0479	0,6055	
	3	3,3594	4,0381	0,6787	
Uživatel 2	1	3,3301	3,8721	0,5420	0,7048
	2	2,9395	3,7500	0,8105	
	3	2,9541	3,7158	0,7617	
Uživatel 3	1	2,8906	3,6035	0,7129	0,5762
	2	2,8906	3,3301	0,4395	
	3	-	-	-	

Tabulka 7.5: Souhrn dat z testování senzoru MARK 4 verze 2

	Měření	Min[V]	Max [V]	Rozdíl [V]	Prům. rozdíl [V]
Uživatel 1	1	0	2,1777	2,1777	2,1126
	2	0	2,2363	2,2363	
	3	0	1,9238	1,9238	
Uživatel 2	1	0	2,4365	2,4365	2,5439
	2	0	2,1729	2,1729	
	3	0	3,0225	3,0225	
Uživatel 3	1	0	1,2158	1,2158	1,0352
	2	0	1,0938	1,0938	
	3	0	0,7959	0,7959	

Tabulka 7.6: Souhrn zisků napětí senzorů a přepočet na množství vzorků

	Uživatel	Prům. [V]	Prům. počet vzorků A/D	Celkový prům. vzorků
MARK 1 gumový popruh	1	0,1107	23	26
	2	0,1367	28	
	-	-	-	
MARK 1 pevný popruh	1	0,3467	71	102
	2	0,6771	138	
	3	0,4785	98	
MARK 2	1	3,5954	733	755
	2	4,4743	913	
	3	3,0371	620	
MARK 4 verze 1	1	0,7161	146	136
	2	0,7048	143	
	3	0,5762	118	
MARK 4 verze 2	1	2,1126	431	387
	2	2,5439	519	
	3	1,0352	211	

Z tabulky 7.6 jsou patrné průměrné počty vzorků mezi klidovým stavem snímaného svalu (svalové soustavy) a hodnotou při kontrakci svalu. Čím větší tento rozdíl je, tím lepší je potom řízení bionické náhrady. Z této tabulky vidíme, že největší zisk má senzor MARK 2, tedy myoelektrický snímač. Problémové ovšem je, že snímač v tomto stavu poskytne informaci o změně potenciálního napětí ve svalu, takže pokud proběhlo jeho zatnutí. Neposkytne však dobré informace o tom, jestli je stále zatnutý nebo naopak. Ostatní snímače uvedené v tabulce, tuto informaci poskytují. Poté jako nejlepší snímač vychází MARK 4 verze 2 a verze 1 jako druhý. Oba testované typy snímače MARK 1 inspirované přímo projektem HACKberry, svůj účel splní, ale s problémy a chybovostí. Pro názornost je v obrázku 7.1 zobrazení všech průběhů testovaných senzorů.

## 7.2 Vyhodnocení funkčnosti náhrady HACKberry

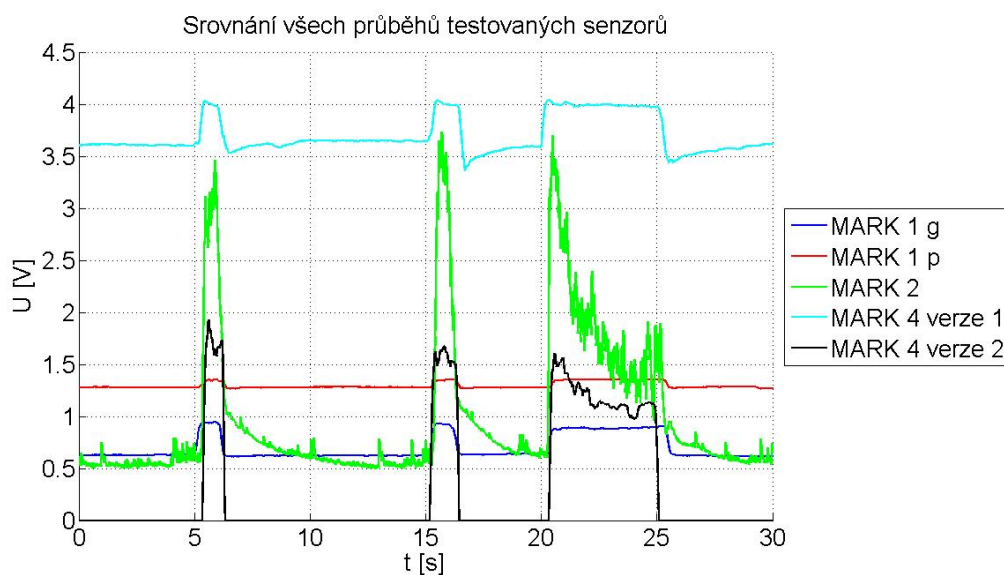
Po roční zkušenosti s používáním, vylepšováním a opravováním levné bionické náhrady HACKberry je možné stanovit největší klady a zápory celé této koncepce. I když tato náhrada nemůže konkurovat komerčním řešením ve funkčnosti, její cena a náklady na údržbu jsou, v porovnání s komerčními řešeními, minimální.

### 7.2.1 Klady

#### Cena

Cena prototypu sestaveného během magisterského projektu se pohybovala okolo ceny 7 000 Kč. V rámci diplomové práce se tento prototyp dokončil a proběhla na





Obrázek 7.1: Porovnání průběhů všech testovaných senzorů, data Uživatele 1

něm několikrát údržba. I tak se konečná cena za tento kus nevyšplhala víc než na 20 000 Kč. Největší část této sumy padl na 3D tisk a materiál na něj použitý. Do této sumy se započítal i vývoj a výroba senzorů.

### Servis

Jak již bylo zmíněno, během používání, testování a upravování bionické náhrady HACKberry, muselo několikrát dojít k výměně vytisknutých dílů. Šlo jak o malé jednotlivé díly, tak o kompletní výměnu čtyř prstů nebo výměnu celého „šasi“ dlaně. Díky těmto servisním zákrokům se ověřila kompaktnost konstrukce. Při dobré manuální zručnosti netrvá výměna čtyř prstů ani jednu hodinu. Výměna např. jednoho motoru netrvá více než 10 minut.

### Modulárnost

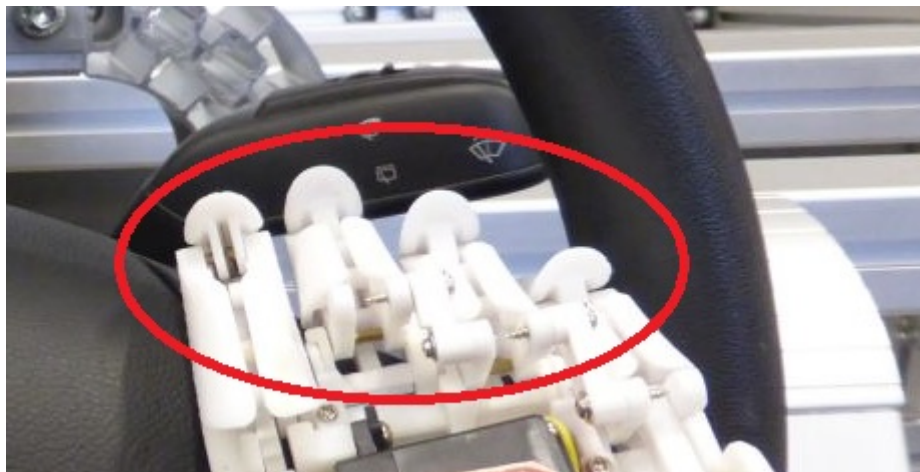
Elektronika která pohání celou protézu, je navržena tak aby se dala kdykoli vyměnit. Servomotory jsou modelářské, takže je jich na trhu nepřeberné množství. Modulárnost je zajištěna i výběrem řídicí jednotky Arduino Micro, která poskytuje možnost pro další vylepšení, i když její výpočetní výkon je omezen.

## 7.2.2 Zápory

### Konstrukční prvky

I když je konstrukce náhrady v celku jednoduchá na servis a modulární, ukázalo se, že některé části nejsou zrovna optimálně navrženy. Například ovládání prostředníku, prsteníku a malíku přes jedno táhlo je občas problémové.

Dále okázale výstupky na kloubech prstů (viz obrázek 7.2), které nemají žádné praktické využití. Dále uchycení trhnu, pro připevnění k předloktí, je při použití jen dvou vrutů absolutně nedostačující. Problémový se také ukázal překryt hřebu ruky, který nejde použít pokud nebyly použity doporučené ovládací prvky. Ty ovšem nejsou v ČR k dostání. Kryt také zabírá příliš mnoho místa, které by se dalo využít.



Obrázek 7.2: Výstupky na kloubech prstů

### **Spojovací materiál**

Největší slabinou bionické náhrady HACKberry se ukázal samotný spojovací materiál. Vrutů, na které je konstrukce navrhována nejsou, v ČR standardní zboží. Shánění těchto vrutů s průměrem 2 mm a délkou 10 mm je problémové, zbytečně komplikuje stavbu a může nepříjemně zvednout cenu. Nabízí se několik řešení tohoto problému, předělat CAD data na vruty o průměru 2,2 mm nebo ruční převrtání všech míst pro vruty.

### **Materiál 3D tisku**

Použitý materiál ABS a PC na výrobu prototypů se ukázal jako neoptimální. V nejvíce exponovaných místech konstrukce docházelo k praskání materiálu a následnému poškození. Dalším rozvíjením této práce by se mohla provést hlubší analýza materiálů, druhů 3D tisku a vybrat neoptimálnější možnost.

## 8 Návrhy na rozšíření a vylepšení

V této kapitole jsou uvedeny další možné možnosti na pokračování nebo rozšíření stávajícího stavu tématu, o kterém pojednává tato diplomová práce. Jak již bylo zmíněno v podkapitole 3.1, během vypracovávání práce proběhlo zaškolení dvou mladších studentů z Fakulty zdravotnických studií (FZS) na TUL. Tito studenti budou pokračovat v rozšiřování tématu v rámci svých bakalářských prací. Po konzultaci autora práce, vedoucího práce a těchto dvou studentů, se stanovila různá témata, která mohou navázat na tuto diplomovou práci.

### 8.1 Další rozšíření a analýza senzorů

V první řadě by se mohlo jednat o dokončení flexi senzoru MARK 5, který se v rámci diplomové práce navrhl, sestrojil a ověřil. Bohužel se k němu nedokončilo vhodné pouzdro umožňující uchycení na horní končetinu. Tento senzor by mohl sloužit k ovládání bionické náhrady HACKberry v závislosti na své flexi (ohybu).

Jako další možnost je možné vytvoření nových senzorů nebo vylepšení stávajících konstrukcí. U stávajících konstrukcí může dojít k vylepšení pouzder, uchycení apod. Mohla by se také provést zástavba těchto senzorů do samotného předloktí náhrady HACKberry nebo návleku vytvořeného z ortopedické bandáže. U senzorů inspirovaných přímo open-source projektem HACKberry by mohl proběhnout výzkum vhodných distančních materiálů nebo jejich nahrazení vhodnou náhradou. Toto se zkoušelo i v rámci diplomové práce, ale nebyly nalezeny vhodné pružiny, které měly distanční pěnu nahradit.

V rámci dalšího pokračování by mohla proběhnout rozšířenější měření funkčnosti senzorů a jejich následná analýza. Software může být vybaven jednoduchým filtrem nebo jiným zpracováním signálu. To jde ale pouze v omezené míře, řídicí jednotka Arduino Micro nemá příliš výpočetní kapacity a hrozily by velké prodlevy mezi snímáním a vlastním úkonem protézy. Bionická ruka by pak reagovala se zpožděním.

### 8.2 Využití barevného 3D tisku

Využitím barevného 3D tisku by se mohlo docílit mnoha zajímavých výsledků při vytváření velkého počtu druhů všech typů protéz horní končetiny. Kosmetické protézy vyráběné dnes převážně ze silikonu, by se daly tisknout už jako celek na barevné 3D tiskárně, a to přímo v požadované barvě. Po naskenování odstínu uživatelsky

kůže by bylo možné vytisknout i kryty bionické nebo myoelektrické náhrady přímo v barvě kůže. Tím by se dosáhlo velké autenticity náhrady. Technologie barevného 3D tisku je od roku 2017 dostupná v Laboratoři prototypových technologií a procesů na TUL.

### 8.3 Konektivita protézy

Konektivitou protézy se myslí např.: propojení s chytrým telefonem, počítačem nebo robotickým ramenem. Propojení s chytrým telefonem by se dalo realizovat přidáním modulu k Arduino Micro pro bezdrátovou komunikaci a to Wi-Fi nebo Bluetooth. Za předpokladu, že by byla vytvořena mobilní aplikace, určená pro komunikaci s bionickou náhradou, mohlo by být zajištěno nastavování různých gest přes mobilní telefon. Dále by tato komunikace mohla sloužit k upravování parametrů stisku apod.

Mohla by vzniknout i PC aplikace, která by umožňovala vzdálenou správu a konfiguraci bionické náhrady, pokud by byla připojena přes USB. Skrz tuto aplikaci by mohl technik přes vzdálený přístup odladit SW bionické náhrady bez toho, aby se musela posílat na servis. Nebo by mohl zjistit v jakém technickém stavu se náhrada nachází a doporučit opatření proti jejímu dalšímu poškození atd.

Další možností konektivity by mohlo být adaptování bionické náhrady HACKberry, jako efektor pro senzitivní nebo průmyslové robotické rameno.

### 8.4 Zpětná vazba a úložiště dat

Řídicí jednotka Arduino Micro v náhradě HACKberry nemá využity všechny možné I/O piny, díky tomu je možné tuto ruku vybavit další možnou elektronikou pro zpětnou vazbu. K motorům by se mohly umístit termočlánky, pro kontrolu jejich zahřívání a případnému poškození teplem. Termočlánky by se také daly umístit do špičky ukazováčku, aby měl uživatel přehled o teplotě předmětu, kterého se dotýká. Znázornění naměřené teploty by pak mohla být signalizována LED světly, displayem nebo vibračním prvkem umístěným co nejbližší k uživateli.

Pro zpětnou vazbu a zpětnou diagnostiku by se dal prototyp vybavit úložištěm dat. Na toto úložiště by mohla řídicí jednotka po uplynutí nějakého času zapisovat data z teplotních čidel, počtu úkonů, stavu baterie apod. Úložiště dat může být realizováno např. modulem pro připojení SD karty. Tato data by posloužila k optimalizaci řízení nebo samotného sw.

## 9 Závěr

V rámci diplomové práce byl proveden teoretický rozbor problematiky týkající se protetiky lidské horní končetiny. Byly stanoveny základní pojmy související s vědními obory jako je bionika a elektromyografie. V práci byla popsána anatomie a fyziologie horní končetiny, to zahrnuje popis kostí, svalů, pohybů a úchopů. Dále byla zmíněna technologie 3D tisku a byl stanoven kinematický model horní končetiny.

Prototyp levné bionické protézy podle projektu HACKberry byl úspěšně dokončen a kompletně otestován. V rámci předávání zkušeností dalším studentům, byl vytvořen další prototyp této bionické ruky k testovacím a prezentačním účelům.

K prototypům byly zkonstruovány a sestaveny snímače pro neinvazivní snímání signálů z předloktí nebo paže uživatele. Tyto snímače byly úspěšně vyzkoušeny a podrobeny testování, jak uživateli s kompletní horní končetinou, tak uživatelem, který prodělal amputaci horní končetiny. U všech snímačů bylo dbáno na celkovou jednoduchost na sestavení tak, aby byly co nejméně finančně náročné. Tato kritéria se podařilo splnit i při zachování funkčnosti. U senzoru realizovaného pomocí silového snímače se dokonce podařilo funkčnost zlepšit a zvýšit tak citlivost ovládání.

Z naměřených dat se vyhodnotilo, který z dostupných snímačů splňuje nejlépe potřeby každodenního používání (senzory MARK2 a MARK 4) a naopak, která konstrukce se ukázala jako nevhodná nebo nevyzrálá (MARK 3 a MARK 5). Pro většinu snímačů byla vytvořena vlastní pouzdra pro osazení elektroniky a uchycení popruhu pro připnutí na předloktí nebo paži uživatele. Tato pouzdra byla pak vyrobena aditivní technologií 3D tisku. Na pouzdra byly zhotoveny popruhy ze dvou materiálů a to z pružného a pevného. V následných testech se ukázalo, že senzor osazený pevným popruhem je mnohem přesnější při zachování komfortu nošení na únosné míře.

V rámci práce se povedlo realizovat hybridní patici pro zapojení ruky HACKberry s komerčním předloktím (testováno na zapůjčeném předloktí ottobock). Díky této koncepci si může vlastník této komerční protézy vyměnit samotnou ruku, za mnohem levnější ruku HACKberry a nemusí riskovat poškození drahé komerční náhrady. Tímto počinem se podařilo dokázat velkou modularitu konstrukce.

Po vyhodnocení všech dostupných poznatků a testovacích dat proběhla diskuze všech zúčastněných pracovníků. Tato diskuze vedla k několika nápadům na vylepšení stávajících prototypů, které by mohly vést k vytvoření vlastní konstrukce. Ukázalo se, že téma levné bionické protetiky je velmi obsáhlé a zaslouží si náležitou pozornost.

Povedlo se splnit všechny body zadání diplomové práce, vytvořit snímače pro neinvazivní snímání signálů z lidské horní končetiny a těmi pak řídit prototypy levných bionických náhrad.

## Literatura

- [1] ČVUT, 2016. Bionika. Fakulta biomedicínského inženýrství [online] [vid. 2016b-10-31]. Dostupné z: <http://www.fbmi.cvut.cz/bionika>
- [2] Wikipedia, 2005. File:Crystal Palace.PNG. Wikimedia Commons [online] [vid. 2016d-11-01]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=75946>
- [3] Ježek v kleci, 2013. Inspirace v 15. století. články. Hlavalam Ježek v kleci. Informace a obchod [online] [vid. 2016e-11-01]. Dostupné z: [http://www.jezcivkleci.cz/leonardo\\_da\\_vinci\\_inspirace\\_foglar.htm](http://www.jezcivkleci.cz/leonardo_da_vinci_inspirace_foglar.htm)
- [4] KOUKAL, Ondřej. Mechanická protéza horní končetiny. Brno, 2014. Diplomová práce. VUT. Vedoucí práce Doc. Ing. David Paloušek, Ph.D.
- [5] SABÁŠOVÁ, Lenka, 2008. Bionika [online]. [vid. 2016f-10-31]. Dostupné z: [http://digilib.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/5120/sabad%C3%A1%C5%A1ov%C3%A1\\_2008\\_bp.pdf?sequence=1](http://digilib.k.utb.cz/bitstream/handle/10563/5120/sabad%C3%A1%C5%A1ov%C3%A1_2008_bp.pdf?sequence=1)
- [6] ELIŠKOVÁ, Miloslava a Ondřej NAŇKA. Přehled anatomie. Praha: Karolinum, 2006. ISBN 80-246-1216-x.
- [7] ČIHÁK, Radomír. Anatomie I. 2. vydání. Praha : Grada, 2001. 516 s. s. 321-327. ISBN 978-80-7169-970-5.
- [8] Kostra horní končetiny. ▽nabla 2010–2013 [online]. [cit. 2017-05-02]. Dostupné z: <http://www.nabla.cz/obsah/biologie/kapitoly/biologie-cloveka/kostra-horni-koncetiny.php>
- [9] KRISTINÍKOVÁ, Jarmila. Protetická fyzioterapie: studijní opora. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-515-0.
- [10] Protézy horních končetin. Protetika Sýkora Praha [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <http://www.protetika-sykora.cz/protezy/protezy-hornich-koncetin>
- [11] Upper Limb Prosthetics. Ottobock [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/c/2000>



- [12] Bebionic. Stepper [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: [http://bebionic.com/the\\_hand](http://bebionic.com/the_hand)
- [13] Technologie 3D tisku. Itnetwork.cz © 2017 [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <https://www.itnetwork.cz/nezarazene/3d-tisk/technologie-3d-tisk>
- [14] pkmodel., 2006. Technologie 3D tisku [online] [vid. 2016g-11-01]. Dostupné z: <http://www.pkmodel.cz/3dtisk.html>
- [15] MASTNÝ, Gabriel, 2016. Technologie 3D tisku [online] [vid. 2016-11-01]. Dostupné z: <http://www.itnetwork.cz/technologie-3d-tisk>
- [16] 3Dstruny, 2016. 3Dstruny.cz 3D struny do 3D tiskáren [online] [vid. 2016a-11-01]. Dostupné z: [http://www.3dstruny.cz/Prodavane-materialy-a5\\_9.htm](http://www.3dstruny.cz/Prodavane-materialy-a5_9.htm)
- [17] HADRABA, Ivan. Úchop v protetice (1. část). Ortopedická protetika. 2001, 4(6), 30-37. ISSN 1212-6705.
- [18] CHALUPA, Daniel. Možnosti řízení myoelektrické protézy horní končetiny. 2015.
- [19] NAJMAN, Petr. Bionická ruka. Liberec 2016. Semestrální projekt. Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií Technické univerzity v Liberci. Vedoucí semestrálního projektu Jan Koprnický.
- [20] NOVOTNÝ, F. – HORÁK, M.: Efektory průmyslových robotů, skriptum TU v Liberci, 2015, 116 s.
- [21] T-UNI 360. T-UNI [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://tuni.tul.cz/getFile/id:83779>
- [22] Události v regionech. Česká televize [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.ceskatelevize.cz/porady/10118379000-udalosti-v-regionech-praha/216411000140920-udalosti-v-regionech/>
- [23] Touch bionics: © Copyright 2017 Touch Bionics Inc. and Touch Bionics Limited. [online]. [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <http://www.touchbionics.com/>
- [24] Arduino Micro © 2016 Arduino [online]. [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMicro>
- [25] Panasonic NCR18650B [online]. [cit. 2017-04-11]. Dostupné z: <https://www.math.ubc.ca/~wetton/papers/NCR18650B.pdf>
- [26] HS-311. ©2017 Hitec RCD USA [online]. [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://hitecrcd.com/products/servos/sport-servos/analog-sport-servos/hs-311-standard-economy-servo/product>

- [27] EMAX ES08MD Servo © 2017 Servo Specifications and Reviews [online]. [cit. 2017-21-04]. Dostupné z: <http://www.servodatabase.com/servo/emax/es08md>
- [28] HS-5645MG. ©2017 Hitec RCD USA [online]. [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://hitecrcd.com/products/servos/sport-servos/digital-sport-servos/hs-5645mg-high-torque-metal-gear-servo/product>
- [29] Onshape [online]. Onshape Inc. [cit. 2017-03-23]. Dostupné z: <https://www.onshape.com/>
- [30] HACKberry © 2016 exiii [online]. [cit. 2016-19-11]. Dostupné z: <http://exiii-hackberry.com/>
- [31] Open bionics [online]. © Open Bionics 2017 [cit. 2017-03-31]. Dostupné z: <https://www.openbionics.com/>
- [32] Flexy Hand 2. Enabling The Future [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>
- [33] AVR109: Self Programming [online]. © Atmel Corporation 2004 [cit. 2017-03-23]. Dostupné z: <http://www.atmel.com/images/doc1644.pdf>
- [34] HERR, Hugh. New bionics let us run, climb and dance. In TED: talks [online]. 2014 [cit. 2016-19-11]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=CDsNZJTWw0w>
- [35] SparkFun Line Sensor Breakout - QRE1113. Sparkfun [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/9453>
- [36] PĚNOVÉ OBALY. WPA packaging [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.wpa-online.cz/cz/produkty/penove-obaly>
- [37] MyoWare Muscle Sensor [online]. SparkFun Electronics® [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/13723>
- [38] SparkFun Triple Axis Accelerometer Breakout - ADXL337 [online]. SparkFun Electronics® [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/products/12786>
- [39] LD1117AV33. ST Microelectronics [online]. [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/datasheet/a5/c3/3f/c9/2b/15/40/49/CD00002116.pdf/files/CD00002116.pdf/jcr:content/translations/en.CD00002116.pdf>
- [40] FLEX / FORCE sensors [online]. SparkFun Electronics® [cit. 2017-03-27]. Dostupné z: <https://www.sparkfun.com/categories/143>

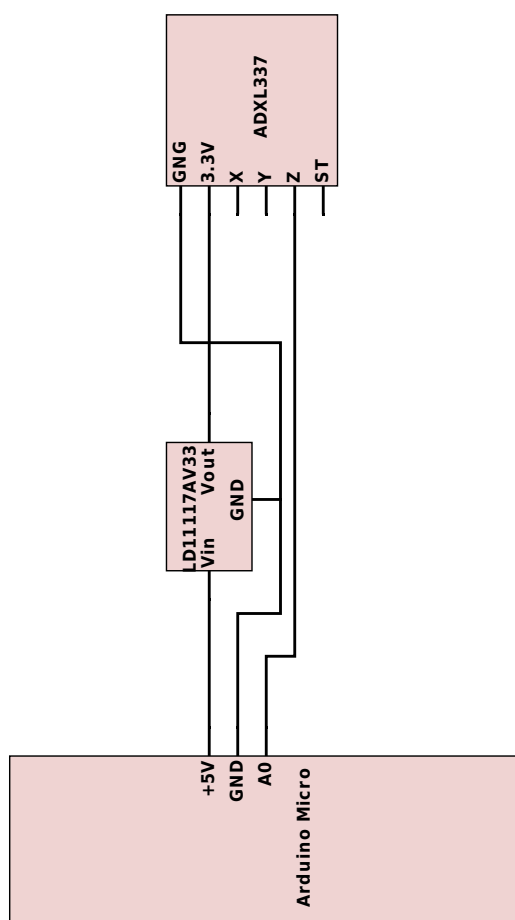
- [41] Myoelectric Exiii hand. My Human Kit. Tutorial. [online]. [cit. 2017-05-03]. Dostupné z: <http://myhumankit.org/en/tutoriels/myoelectric-exiii-hand/>
- [42] TS7800. Taiwan semiconductor [online]. [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: [http://www.taiwansemi.com/products/datasheet/TS7800\\_G1612.pdf](http://www.taiwansemi.com/products/datasheet/TS7800_G1612.pdf)
- [43] HACKberry © 2017 GitHub [online]. [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: [https://github.com/exiii/HACKberry/blob/master/HACKberry-hardware/electronics/HandBoard\\_v1/HandBoard\\_v1.pdf](https://github.com/exiii/HACKberry/blob/master/HACKberry-hardware/electronics/HandBoard_v1/HandBoard_v1.pdf)

## A Obsah přiloženého CD

- text diplomové práce
  - diplomova\_prace\_2017\_Petr\_Najman.pdf
  - kopie\_zadani\_diplomova\_prace\_2017\_Petr\_Najman.pdf
- zdrojové kódy
  - testovací algoritmy
  - řídicí algoritmy
  - skripty na analýzu a zobrazení dat
- technická dokumentace
  - schémata zapojení
  - technické výkresy pouzder
  - data ve formátu stl
- naměřená data
- fotodokumentace
- katalogové listy použitých součástek
  - ADXL337.pdf
  - Flex\_sensor.pdf
  - FSR.pdf
  - LD1117A.pdf
  - LM2596.pdf
  - Myoware\_AT-04-001.pdf
  - TS7800.pdf

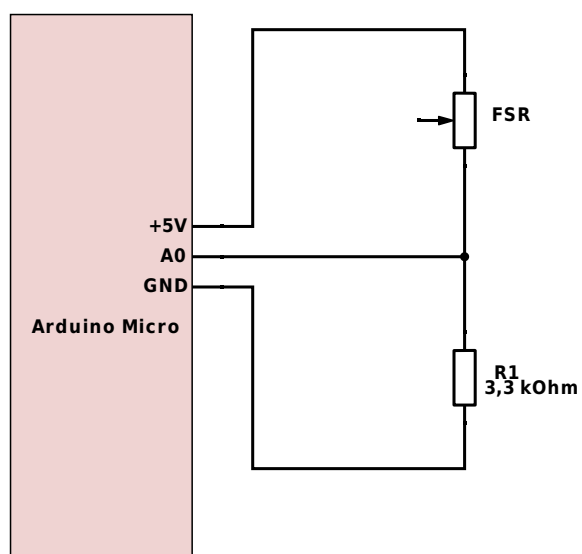
## B Schémata zapojení senzorů

### B.1 Schéma zapojení MARK 3



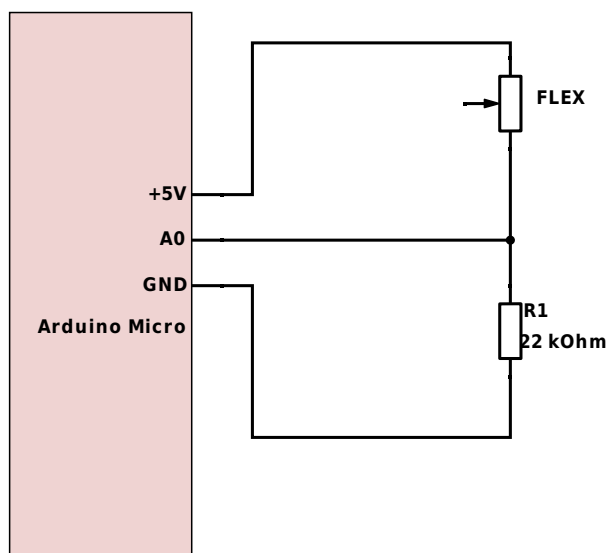
Obrázek B.1: Schéma zapojení akcelerometru

## B.2 Schéma zapojení MARK 4



Obrázek B.2: Schéma zapojení FSR senzoru

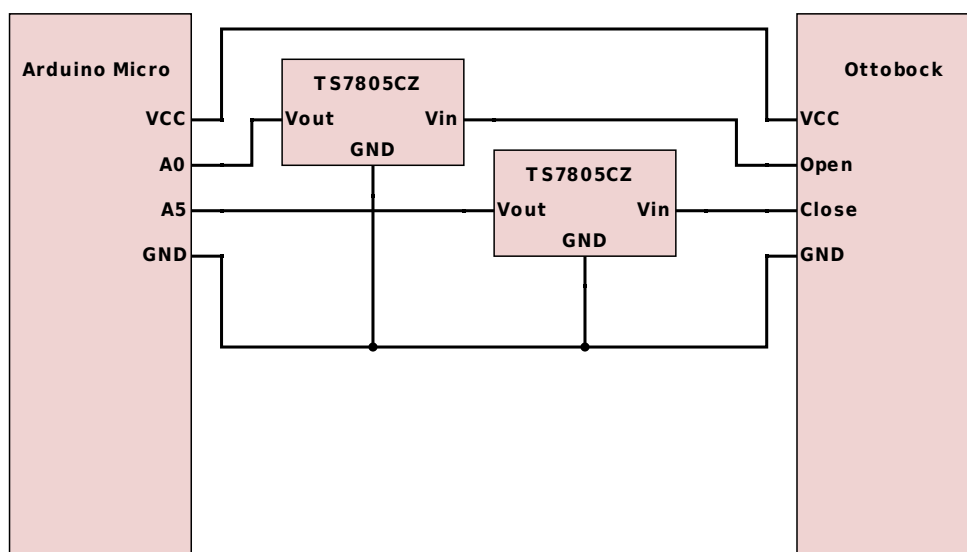
## B.3 Schéma zapojení MARK 5



Obrázek B.3: Schéma zapojení flex senzoru

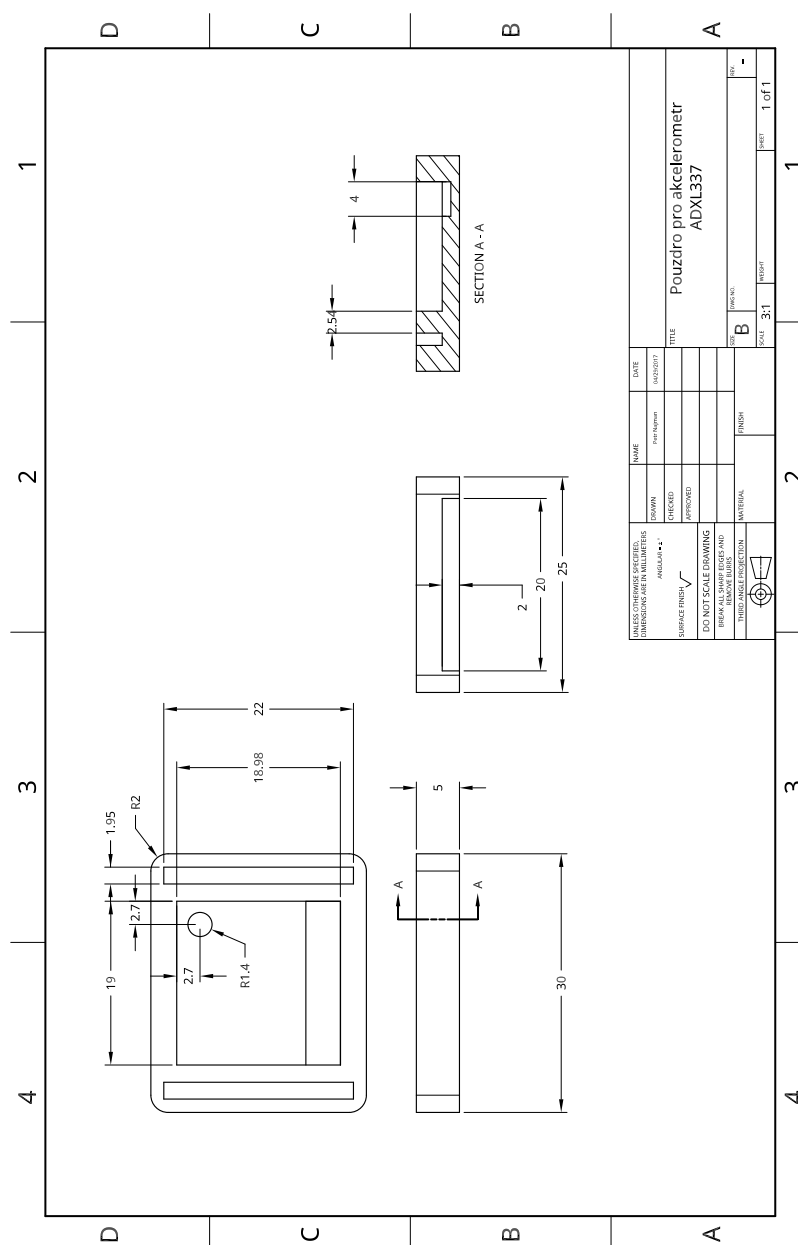


## B.4 Schéma zapojení hybridní patice

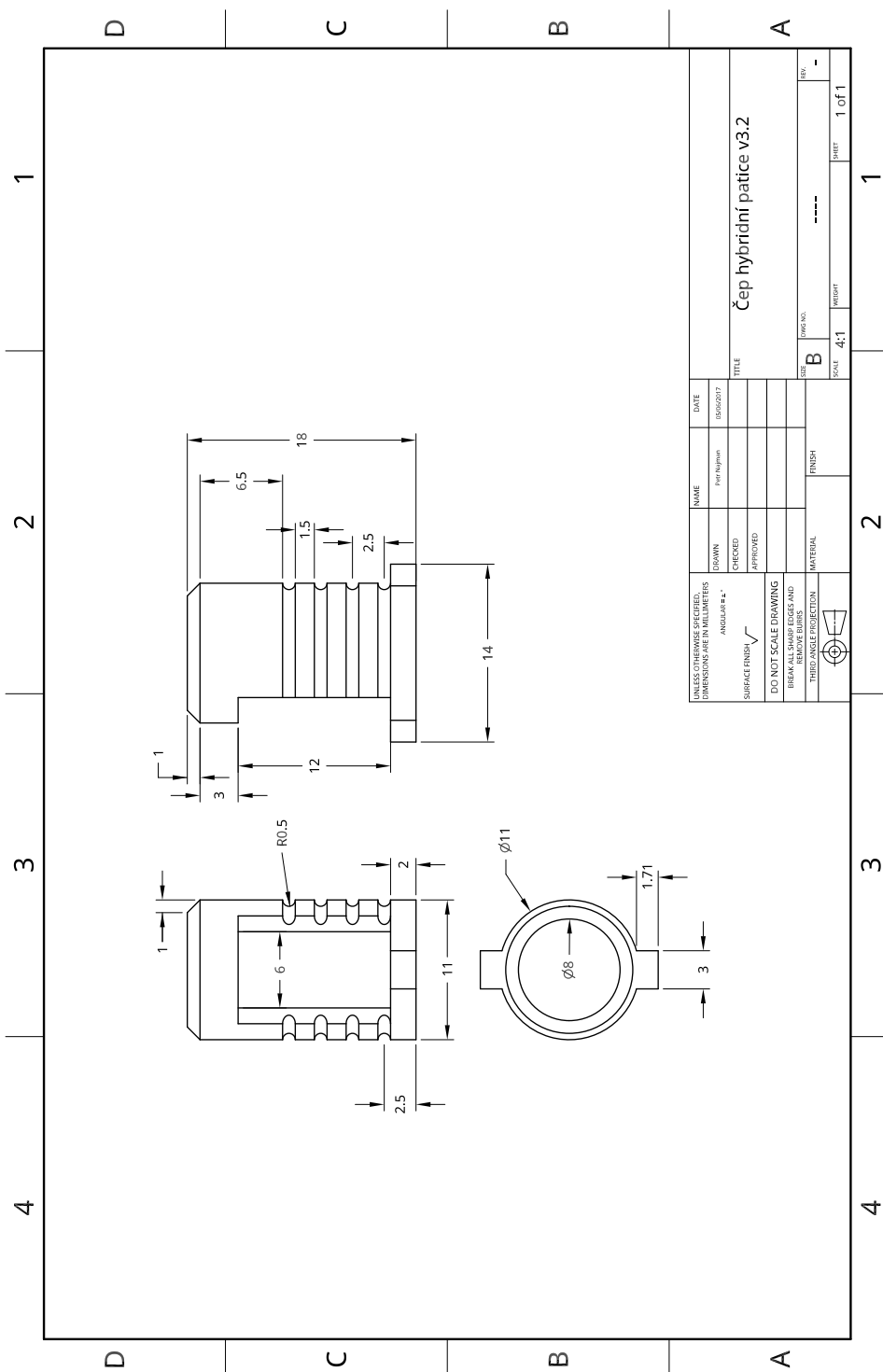


Obrázek B.4: Schéma zapojení hybridní patice

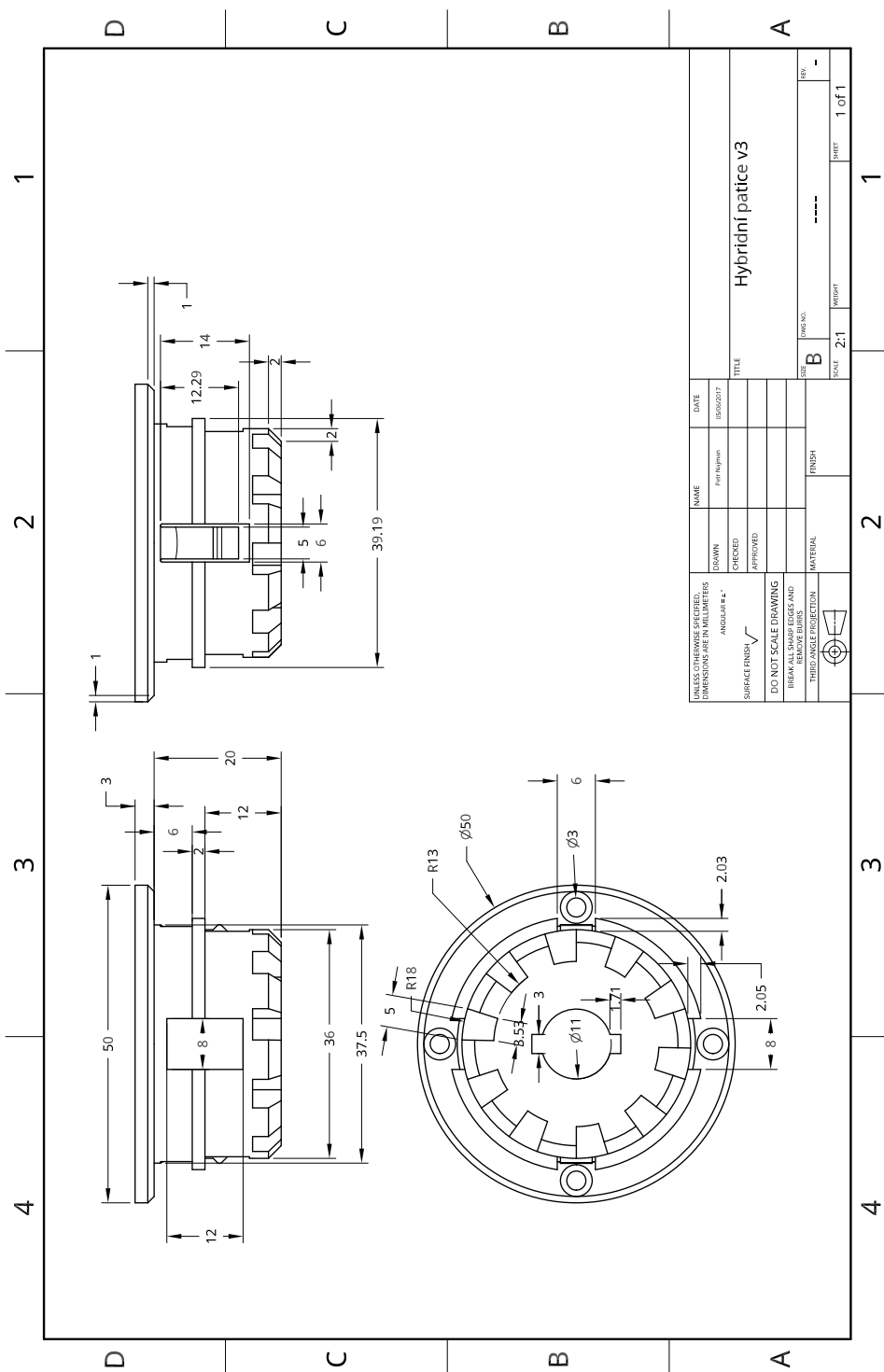
## C Technické výkresy navržených pouzder



Obrázek C.1: Technický výkres pouzdra senzoru MARK 3



Obrázek C.2: Technický výkres čepu pro hybridní patici v3



Obrázek C.3: Technický výkres hybridní patice v3

## D Algoritmus měřicího cyklu

```
#include <Servo.h>

const int calibPinMIN = A5;    //start spinac
const int analogInPin = A0;    //vstup senzoru

int sensorValue = 0;
int invertSensorValue = 0;
int invertSensorValue2 = 0;
int time = 0;
int presentTime = 0;

void setup() {
    Serial.begin(9600);

    pinMode(calibPinMAX, INPUT); //MAX A6
    digitalWrite(calibPinMAX, HIGH);

    pinMode(calibPinMAX, INPUT); //MIN A5
    digitalWrite(calibPinMIN, HIGH);

    pinMode(analogInPin, INPUT);
}

void loop() {

    while (1) {
        Serial.println("Waiting_for_start...");
        delay(500);
        if (digitalRead(calibPinMIN) == LOW) {
            time = millis();
            break;
        }
    }

    while (1) {
        presentTime = millis() - time;
```

```

sensorValue = ReadSens_and_Condition() ;

// //mark1
// invertSensorValue = abs(1023 - sensorValue);
// invertSensorValue2 = abs(1023
    - analogRead(analogInPin));
//mark2, mark 4
invertSensorValue = sensorValue;
invertSensorValue2 = analogRead(analogInPin);

Serial.print(invertSensorValue);
Serial.print("_");
Serial.print(invertSensorValue2);
Serial.print("_");
Serial.print(presentTime);
Serial.println();

if (presentTime >= 30000) {
    Serial.println("End_of_measuring.");
    Serial.println(digitalRead(calibPinMAX));
    break;
}
//delay(100);
}

int ReadSens_and_Condition() {

    int i;
    int sval;
    int temp = 30;
    for (i = 0; i < temp; i++) {
        sval = sval + abs(analogRead(analogInPin));
    }
    sval = sval / temp;
    return sval;
}

```